



# Biomecanique du segment tete-cou in vivo & aeronautique militaire. Approches neuromusculaire et morphologique

Jennyfer Lecompte

## ► To cite this version:

Jennyfer Lecompte. Biomecanique du segment tete-cou in vivo & aeronautique militaire. Approches neuromusculaire et morphologique. Sciences du Vivant [q-bio]. Arts et Métiers ParisTech, 2007. Français. NNT : 2007ENAM0044 . pastel-00004773

**HAL Id: pastel-00004773**

**<https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00004773>**

Submitted on 2 Apr 2010

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

# THÈSE

pour obtenir le grade de

**Docteur**

de

**l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

**Spécialité "Biomécanique"**

*présentée et soutenue publiquement  
par*

**Jennyfer LECOMPTE**

le 21 décembre 2007

**BIOMECHANIQUE DU SEGMENT TÊTE-COU *IN VIVO*  
& AERONAUTIQUE MILITAIRE  
APPROCHES NEUROMUSCULAIRE ET MORPHOLOGIQUE**

*Directeur de thèse : Pierre PORTERO*

*Codirecteur(s) de thèse : Wafa SKALLI*

Jury :

**Mme Véronique FEIPEL**, Professeur des Universités, Université Libre de Bruxelles..... Examineur  
**M. Frank QUAINÉ**, Maître de Conférences des Universités, HDR, Université Grenoble 1..... Rapporteur  
**Mme Laurence CHEZE**, Professeur des Universités, Université Lyon 1 ..... Rapporteur  
**M. Sébastien LAPORTE**, Maître de Conférences des Universités, ENSAM Paris..... Examineur  
**Mme Anne GUILLAUME**, Professeur Agrégé du Val de Grâce, IMASSA..... Examineur  
**M. Pierre PORTERO**, Professeur des Universités, Université Paris 12 ..... Examineur  
**Mme Wafa SKALLI**, Professeur des Universités, ENSAM Paris..... Examineur

**Laboratoire de BioMécanique**  
*ENSAM, CER de Paris*

*L'ENSAM est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Education Nationale, composé de huit centres :*

*AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE CLUNY LILLE METZ PARIS*

## REMERCIEMENTS

### JE TIENS PARTICULIEREMENT A REMERCIER TOUTES LES PERSONNES QUI M'ONT PERMIS DE REALISER CE TRAVAIL :

Pierre PORTERO, pour m'avoir proposé de travailler sur cette thématique et m'avoir fait confiance en acceptant d'encadrer ce travail de thèse.

Wafa SKALLI, directrice du Laboratoire de BioMécanique, pour m'avoir accueillie au sein du laboratoire et avoir accepté de co-encadrer ce travail.

Franck QUAINÉ et Laurence CHEZE, pour avoir accepté d'expertiser ce travail.

Véronique FEIPEL, pour avoir accepté de participer au jury.

Sébastien LAPORTE, pour avoir accepté de participer au jury et de relire ce mémoire en sa qualité de "bio-mécanicien".

Anne GUILLAUME, Médecin chef des Armées, responsable du projet au sein de l'IMASSA, pour m'avoir acculturé au domaine aéronautique et avoir accepté de participer au jury.

Olivier MAÏSETTI, Maître de Conférences, Paris 12, pour son aide scientifique et son rôle déterminant dans la mise au point et la finalisation de ce travail. Je tiens à lui adresser toute ma reconnaissance pour sa disponibilité, son investissement, sa patience, et son franc parlé.

Jean-Yves HOGREL, responsable du Laboratoire de Physiologie Neuromusculaire de l'Institut de Myologie, pour m'avoir accueillie au sein de son laboratoire pendant trois ans et aidée à "démêler les câbles de l'électromyographie de surface".

Isabelle LEDOUX, ingénieur à l'Institut de Myologie, pour sa contribution à la conception des logiciels d'acquisition et de traitements des signaux EMG.

Tous les pilotes d'essai de l'Armée de l'Air qui se sont pliés aux expérimentations (dans leur jargon les "séances de tortures" ???) et notamment les 6 ayant volé avec l'EMG embarqué.

Tous les sujets (filles et garçons, entre 20 et 35 ans, ne présentant pas de pathologies au niveau du rachis cervical...) qui ont accepté de participer aux différentes expérimentations et sans qui ce travail n'aurait pu se faire.

Aux personnels de chez Dassault, en particulier Yann VITTENET, et du CEV d'Istres qui m'ont permis de réaliser les expérimentations en vols dans les meilleures conditions.

Aux personnels du service de radiologie et d'IRM de l'Hôpital des Armées Bégin.

Aux personnels du LAMAS et aux médecins ayant supervisé les expérimentations en centrifugeuse.

Francis BOUTET, mécanicien de l'IMASSA, pour son aide à la conception de l'ergomètre.

Erwan JOLIVET, pour sa disponibilité, sa patience et son aide dans le traitement des clichés IRM.

Christophe CHIQUET, Aurélien LAVILLE, Yannick PERIN, Céline LANSADÉ, pour leur aide au traitement des données.

Toutes les personnes de l'AIM, de l'IMASSA, de l'ENSAM, et de l'hôpital Rothschild, qui m'ont permis de mener ce travail dans les meilleures conditions.

ENFIN,

Isabelle et Gwenn, mes copines de l'Institut, premières cobayes volontaires désignées d'office, pour m'avoir supportée (dans tous les sens du terme...) pendant ces 5 longues années, et écouté me plaindre et râler sans arrêt.

Boby, "l'informaticien de l'Institut de Myologie", pour son aide et ses conseils en informatique et notamment pour le bon fonctionnement de MEGAWIN...

Nathalie HASLIN, pour son aide dans mes recherches bibliographiques.

Estelle CHAVARY - BERNIER, ma collègue de thèse.

Rouliette et Krin qui m'ont précédée dans cette aventure!!

Mes amis (ceux qui restent...)

Morgane et Arnaud, deuxièmes cobayes volontaires..., pour s'être donnés (et pour ma sœur l'avoir bien rendu aussi...!!) à mes expérimentations et m'avoir soutenue.

Christian LECOMPTE et Chantal NOEL, pour leur soutien et leur dévouement...

***A* Personne en particulier,**

## TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	1
<b>1. CONTRAINTES CERVICALES ET AERONAUTIQUE MILITAIRE .....</b>	<b>3</b>
1.1. RAPPELS BIOMECHANIQUES .....	3
1.1.1. PLANS DE REFERENCE .....	3
1.1.2. ELEMENTS D'ANATOMIE OSTEO-ARTICULAIRE .....	4
1.1.3. CINEMATIQUE SEGMENTAIRE TRIDIMENSIONNELLE .....	6
1.1.4. ACTIONS MUSCULAIRES.....	10
1.1.5. BIOMECHANIQUE MUSCULAIRE.....	16
1.1.6. ACTIVATION NERVEUSE .....	21
1.2. VOL & FACTEUR DE CHARGE .....	25
1.3. INFLUENCE DU TYPE DE MISSION ET DU MATERIEL .....	26
1.3.1. PERFORMANCES DE L'AVION.....	26
1.3.2. MATERIEL EMBARQUE .....	26
1.4. CONTRAINTES MUSCULO-SQUELETTIQUES .....	28
1.4.1. NIVEAU D'ACTIVITE NEUROMUSCULAIRE EN VOL .....	28
1.4.2. CONTRAINTES OSTEOARTICULAIRES.....	30
1.5. FEMINISATION DU PERSONNEL NAVIGANT .....	32
1.6. ATTEINTES DEGENERATIVES DE LA FONCTION CERVICALE.....	33
1.6.1. LESIONS AIGÜES .....	33
1.6.2. LESIONS CHRONIQUES.....	34
<b>2. ANALYSE CINEMATIQUE 3D DU SEGMENT TETE-COU .....</b>	<b>36</b>
2.1. DISPOSITIFS DE MESURE .....	36
2.2. MOUVEMENTS PRINCIPAL ET COUPLES GLOBAUX .....	37
2.3. MODIFICATIONS DE LA MOBILITE ACTIVE .....	40
2.3.1. AGE ET GENRE .....	40
2.3.2. ENTRAINEMENT PHYSIQUE.....	42
2.3.3. PATHOLOGIE .....	42

3. CAPACITE DE PRODUCTION DE FORCE DU SEGMENT TETE-COU .....	44
3.1. RELATION COUPLE-ANGLE DU RACHIS CERVICAL.....	44
3.1.1. ERGOMETRIE .....	44
3.1.2. PLAN SAGITTAL .....	46
3.1.3. PLAN CORONAL.....	49
3.1.4. PLAN AXIAL .....	49
3.2. MORPHOLOGIE DES MUSCLES DU RACHIS CERVICAL.....	51
3.2.1. SURFACE DE SECTION ANATOMIQUE.....	51
3.2.2. ARCHITECTURE ET BRAS DE LEVIER.....	54
3.2.3. TYPOLOGIE.....	57
3.3. ACTIVITE EMG DU RACHIS CERVICAL .....	57
3.3.1. CONTRACTION ISOMETRIQUE .....	58
3.3.2. CONTRACTION DYNAMIQUE ET REFLEXE .....	60
3.4. PLASTICITE DE LA CAPACITE DE PRODUCTION DE FORCE .....	61
3.4.1. INFLUENCE DE L'AGE ET DU GENRE .....	61
3.4.2. NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE & ENTRAINEMENT.....	66
3.4.3. EXPOSITION CHRONIQUE AU FACTEUR DE CHARGE +G <sub>z</sub> .....	70
3.4.4. INFLUENCE DE LA PATHOLOGIE .....	71
OBJECTIFS & HYPOTHESES EXPERIMENTALES.....	76

4. FORCE, CSA, FORCE SPECIFIQUE ET ACTIVITE EMG DES MUSCLES CERVICAUX ~ SUJETS NON-PILOTES HOMMES ET FEMMES ET PILOTES SAINS ET CERVICALGIQUES.....	78
4.1. METHODOLOGIE GENERALE.....	78
4.1.1. MESURE DES COUPLES DE FORCE SUR ERGOMETRE ISOCINETIQUE.....	78
4.1.2. EMG DE SURFACE.....	79
4.1.3. CSA.....	79
4.2. ETUDE I : FORCE, CSA ET ACTIVITE EMG DES MUSCLES FLECHISSEURS ET EXTENSEURS DU RACHIS CERVICAL A DIFFERENTS ANGLES CHEZ DES SUJETS SAINS HOMMES VS. FEMMES JEUNES .....	81
4.2.1. METHODE.....	81
4.2.2. STATISTIQUES.....	83
4.2.3. RESULTATS.....	83
4.3. ETUDE II : FORCE, CSA ET ACTIVITE EMG DES MUSCLES DU RACHIS CERVICAL DANS LES PLANS SAGITTAL ET CORONAL CHEZ DES PILOTES DE CHASSE SAINS VS. CERVICALGIQUES	92
4.3.1. METHODE.....	92
4.3.2. STATISTIQUES.....	93
4.3.3. RESULTATS.....	94
4.4. DISCUSSION .....	99
4.4.1. CSA, FORCE SPECIFIQUE, EMG & GENRE.....	99
4.4.2. INFLUENCE DES EXPOSITIONS CHRONIQUES AU FACTEUR DE CHARGE .....	101
5. REPONSES NEUROMUSCULAIRES ET FACTEUR DE CHARGE EN VOL REEL ET SIMULE ~ INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES INERTIELLES DU CASQUE .....	104
5.1. ETUDE III : INFLUENCE DU GENRE SUR LES REPONSES NEUROMUSCULAIRES SOUS ACCELERATIONS EN CENTRIFUGEUSE.....	104
5.1.1. MATERIEL.....	104
5.1.2. METHODE.....	106
5.1.3. STATISTIQUES.....	109
5.1.4. RESULTATS.....	110



5.2. ETUDE IV : INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES INERTIELLES DU CASQUE SUR LE COMPORTEMENT CINEMATIQUE A 1GZ ET SUR LES REPONSES NEUROMUSCULAIRES EN VOL DE PILOTES DE CHASSE .....	120
5.2.1. MATERIEL.....	120
5.2.2. METHODE.....	122
5.2.3. STATISTIQUES.....	125
5.2.4. RESULTATS.....	125
5.3. DISCUSSION .....	132
5.3.1. FACTEUR DE CHARGE, ACTIVITE EMG, FORCE & GENRE .....	132
5.3.2. INFLUENCE DU POIDS DU CASQUE SUR LA CINEMATIQUE 3D DU SEGMENT TETE-COU DE PILOTES SAINS VS. CERVICALGIQUES .....	134
CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES.....	136
BIBLIOGRAPHIE.....	139

## TRAVAUX ET PUBLICATIONS RELATIFS AU TRAVAIL DE THESE

### ARTICLES DANS DES REVUES INTERNATIONALES

**Lecompte J**, Maïsetti O, Guillaume A, Skalli W, Portero P. Agonist and antagonist EMG activity of neck muscles during maximal isometric flexion and extension at different positions in young healthy men and women. *Isokin Exerc Sci*, 2007, 15(1), 29-36.

**Lecompte J**, Maïsetti O, Guillaume A, Skalli W, Portero P. (en révision). Neck strength and EMG activity during maximal isometric contractions in sagittal and coronal planes in neck pain and asymptomatic fighter pilots and non-pilots. *Aviat Space Environ Med*, 2007.

### PARTICIPATION A OUVRAGE

Portero P, **Lecompte J**, Laporte S. Evaluations isométrique et isocinétique des muscles cervicaux dans les plans frontal et sagittal. *Entretiens de Bichat, Journée de médecine orthopédique et de rééducation 2005*, Expansion Scientifique Française, Paris, pp.55-61, 2005.

### COMMUNICATIONS ORALES PUBLIEES SOUS FORME DE RESUMES DANS DES REVUES INTERNATIONALES INDEXEES

**Lecompte J**, Guillaume A, Maïsetti O, Portero P. Assessment of dynamic and static neck muscles function in jet pilots vs control subjects. *Aviat Space Environ Med*, 2006, 77 (3), 321.

**Lecompte J**, Maïsetti O, Thoreux P, Portero P. Validation of a specific device for isometric and isokinetic assessment of the cervical spine muscles in sagittal and coronal planes. *J Biomech*, 2006, 39 (1), S103.

Maïsetti O, **Lecompte J**, Mhadjoubi T, Portero P. Strength and EMG activity can display differences in neck muscle function between amateur soccer players and controls. *Disability & Rehabilitation*, 2007, 29 (20 & 21): 1634-1663

### CONFERENCES INVITEES

**Lecompte J**, Maïsetti O, Guillaume A, Skalli W, Portero P. Influence du genre sur la capacité de production de force et EMG associé des muscles cervicaux. XXXIVèmes Entretiens de Médecine Physique et Réadaptation. Montpellier, 7-9 mars 2007.

Portero P, **Lecompte J**, Maïsetti O. Stabilité posturale cervicale et biomécanique (conférence de synthèse). 22ème Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Saint-Malo, 4-6 octobre 2007.

## ABREVIATIONS

**RC** : rachis cervical

**RCS** : rachis cervical supérieur

**RCI** : rachis cervical inférieur

**JVN** : jumelles de vision nocturne

**VdC** : visuer de casque

### **Muscles du rachis cervical:**

**Sh**: sternohyoideus

**St** : sternothyroideus

**Hh** : homohyoideus

**LC** : longus colli

**LCap** : longus capitis

**SCM** : sternocleidomastoideus

**SCA**: Scalenus

**ScaAnt** : scalenus anterior

**ScaMed** : scalenus medius

**ScaPost** : scalenus posterior

**RCap post min** : rectus capitis posterior minor

**Rcap post maj** : rectus capitis posterior major

**ObliCap inf** : Obliquus capitis inferior

**ObliCap sup** : obliquus capitis superior

**SemiCerv** : semispinalis capitis

**PARA** : muscles paraspinaux

**ES** : erector spinae

**SemiCap** : semispinalis capitis

**TS** : trapezius superior

**SplCap** : splenius capitis

**SplCerv** : splenius cervicis

**LevScap** : levator scapulae

**MVC** : contraction maximale volontaire

**EMG** : électromyographie

## INTRODUCTION

Le segment tête cou dans son ensemble est asservi aux organes des sens de la tête essentiellement par un positionnement précis dans l'espace, de façon à permettre l'horizontalité du regard ainsi qu'une bonne exploration visuelle sans mobilisation excessive du corps. Le rachis cervical, plus particulièrement, cumule plusieurs rôles tels que le soutien et la protection de la moelle et des vaisseaux, ainsi que la transmission et la concentration de forces. Sa structure complexe lui permet d'assurer à la fois la stabilité et la mobilité de la tête, grâce à la morphologie de ses vertèbres et articulations ainsi qu'à l'influence de haubans musculaires.

Dans le domaine aéronautique militaire, les progrès technologiques effectués dans la conception des avions de chasse de nouvelle génération, exposent le personnel navigant à des contraintes cervicales importantes (Phillips et Petrofsky 1983a). La répétition d'accélération à fort facteur de charge semble être un élément favorisant l'apparition de lésions dégénératives arthrosiques et discales (Petren-Mallmin et Linder 1999). De plus, l'évolution des types de mission impose aux pilotes l'utilisation de nouveaux matériels engendrant de nouvelles contraintes, autant sur le plan cognitif que biomécanique. L'ajout de systèmes visuels notamment, qui augmentent la masse et modifient les caractéristiques inertielles du casque semble majorer les contraintes appliquées à la tête du pilote de chasse en vol. Cependant, le comportement biomécanique et neuromusculaire du rachis cervical n'a été que peu étudié notamment si on s'intéresse à l'influence combinée du facteur de charge, des mouvements et postures inhérents à la tâche de pilotage ainsi qu'aux caractéristiques du matériel embarqué (Harms-Ringdahl et al. 1986, Hamalainen 1993). De même, l'impact de l'exposition chronique aux accélérations sur les propriétés biomécaniques des muscles du segment tête-cou des pilotes de chasse n'a été que partiellement examiné en particulier chez les pilotes souffrant de cervicalgies (Ang et al. 2005). Enfin, l'arrivée de personnels féminins au sein des escadrons d'avions de chasse a soulevé la question de leur capacité à supporter les contraintes liées au vol. Néanmoins, à ce jour, l'effet du genre sur la tolérance aux accélérations a été très peu abordé dans la littérature.

Ce travail de thèse a été initié suite à une campagne d'essais en vol d'un prototype de casque avec viseur intégré menée sur des pilotes de chasse de l'Armée de l'Air française. Après interrogation, plus de la moitié des pilotes rapportèrent des douleurs cervicales ayant engendré une diminution de leur efficacité opérationnelle et dans certains cas, l'arrêt des manœuvres de combat aérien. Dans ce contexte, le Service de Santé des Armées et en particulier l'IMASSA (Institut de Médecine Aérospatiale du Service de Santé des Armées) a été sollicité afin de mieux cerner l'influence de ces nouveaux matériels sur le comportement biomécanique du rachis cervical.

La présentation de ce travail de thèse est structurée en deux volets composés chacun de deux études expérimentales. Ils sont précédés d'une section introduisant la problématique d'ensemble et exposant un état des connaissances actuelles sur les caractéristiques cinématiques, biomécaniques et neuromusculaires du segment tête-cou.

La première étude explore les différences biomécaniques des muscles du rachis cervical de sujets hommes et femmes non-pilotes. Ceci pourrait contribuer à examiner la part des facteurs morphologiques et nerveux responsables de l'influence du genre sur la capacité de production de force, et d'un point de vue aéronautique, à mieux cerner la problématique posée par la féminisation du personnel naviguant. La deuxième étude consiste à apprécier les modifications potentielles de la capacité de production de force, du recrutement et de la morphologie des muscles du rachis cervical, consécutives à l'exposition répétée aux accélérations chez les pilotes de chasse ayant rapporté des douleurs cervicales après la campagne d'essais en vol du casque comparés aux asymptomatiques.

Les deux dernières études ont un objectif directement appliqué aux exigences aéronautiques militaires qui concernent l'incidence des caractéristiques inertielles du casque associées au facteur de charge sur les réponses neuromusculaires du rachis cervical en condition de vols simulés ou réels. La même population d'hommes et de femmes sains non-pilotes est testée en centrifugeuse, et la population de pilotes à 1G et à la suite de vols sur Rafale.

Dans la dernière partie du document, les principaux résultats, les applications pratiques et l'intérêt de ces travaux pour des investigations futures sont discutés.

# 1. CONTRAINTES CERVICALES ET AERONAUTIQUE MILITAIRE

## 1.1. RAPPELS BIOMECHANIQUES

### 1.1.1. PLANS DE REFERENCE

La position anatomique de référence décrit un corps humain vivant, en station debout, les pieds joints, les bras tendus et les paumes des mains tournées vers l'avant (Figure 1). On distingue trois plans de référence. Le plan sagittal est le plan de symétrie du corps humain, le plan coronal (ou frontal) est le plan vertical perpendiculaire au plan sagittal et le plan axial (ou transverse) est simultanément perpendiculaire au plan sagittal et au plan coronal.

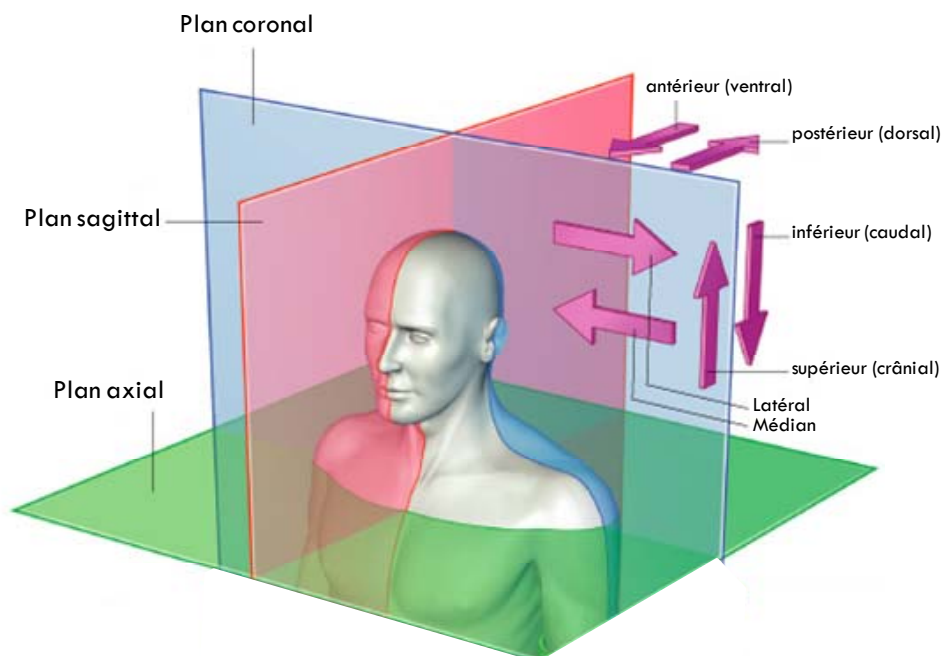


FIGURE 1. Représentation des différents plans anatomiques (Gray's Anatomy 39<sup>e</sup> ©Elsevier Ltd 2005).

Attaché à ces plans, le système d'axe considéré dans notre étude est orienté de la façon suivante :

- l'axe Ox est l'axe postéro-antérieur,
- l'axe Oy est l'axe de direction médio-latérale, orienté vers la gauche du sujet,
- l'axe Oz est vertical ascendant.

On définit alors les mouvements physiologiques simples du segment tête-cou par rapport au thorax. Le mouvement de flexion indique une rotation autour de l'axe Oy dans le sens positif. Le mouvement d'extension est le mouvement inverse de celui de la flexion. Le mouvement d'inclinaison latérale indique une rotation autour de l'axe Ox dans le sens positif. Enfin, on désigne par rotation axiale le mouvement de la tête autour de l'axe Oz.

Le rachis cervical est constitué de sept vertèbres (C1-C7) (Figure 2). On distingue, anatomiquement et fonctionnellement le rachis cervical supérieur (RCS), composé de l'atlas et l'axis, du rachis cervical inférieur (RCI) de C3 à C7. La morphologie de chaque vertèbre cervicale reflète sa fonction au sein du rachis cervical.

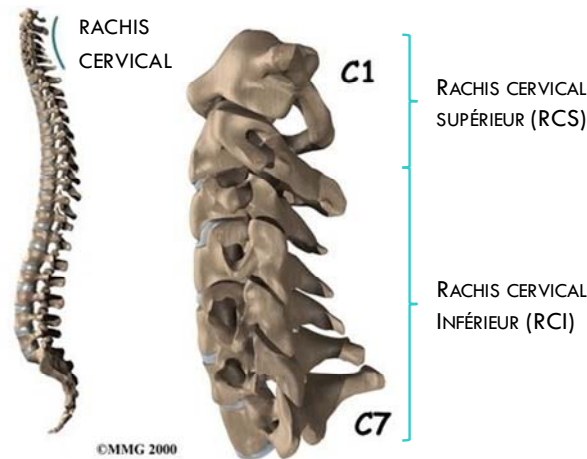


FIGURE 2. Schéma du rachis cervical dans la colonne cervicale en vue sagittale (images adaptées de ©MMG 2000)

Les facettes articulaires profondes de l'atlas permettent d'accueillir les condyles occipitaux du crâne. L'articulation pivot de la jonction atlanto-axiale assure la stabilité de l'atlas et de la tête et permet une grande amplitude en rotation axiale indispensable à la vision stéréoscopique. L'atlas (C1) se distingue des autres vertèbres par l'absence de corps vertébral (Figure 3). Le processus transverse contient le foramen transverse d'où part le sillon sur l'arc caudal qui reçoit l'artère vertébrale. L'axis (C2) se distingue par la présence de sa dent qui se termine par un sommet arrondi (apex) (Figure 3). Les facettes articulaires sont situées sur la face antérieure et postérieure de la dent. Les processus articulaires sont recouverts de cartilage indispensable à l'articulation entre l'atlas et l'axis.

Il y a peu de différence entre les 3<sup>ème</sup>, 4<sup>ème</sup>, 5<sup>ème</sup> et 6<sup>ème</sup> vertèbres cervicales (Figure 4). Le corps vertébral se prolonge en arrière par l'arc vertébral qui se divise en une partie antérieure, le pédicule, et une partie postérieure, la lamine. Les processus articulaires portent deux surfaces articulaires dirigées postérieurement et antérieurement. L'arc vertébral se termine par le processus épineux. La 7<sup>ème</sup> vertèbre se différencie par un volumineux processus épineux palpable sous la peau.

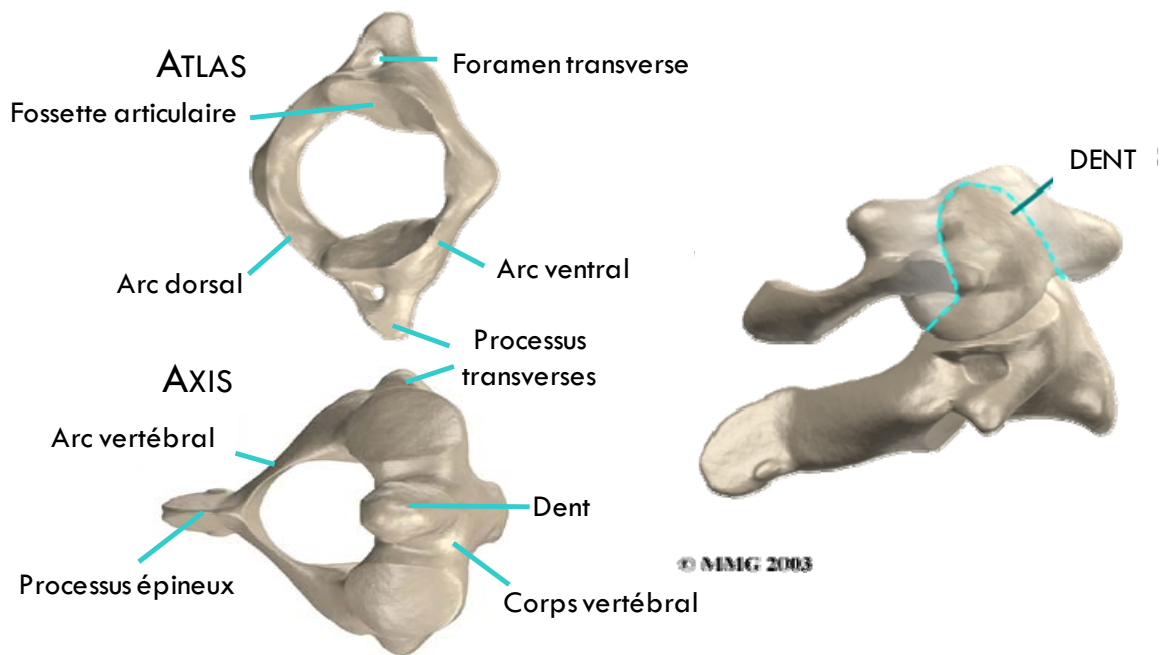


FIGURE 3. Schéma des deux premières vertèbres cervicales en vue axiale supérieure et sagittale (©MMG 2000)

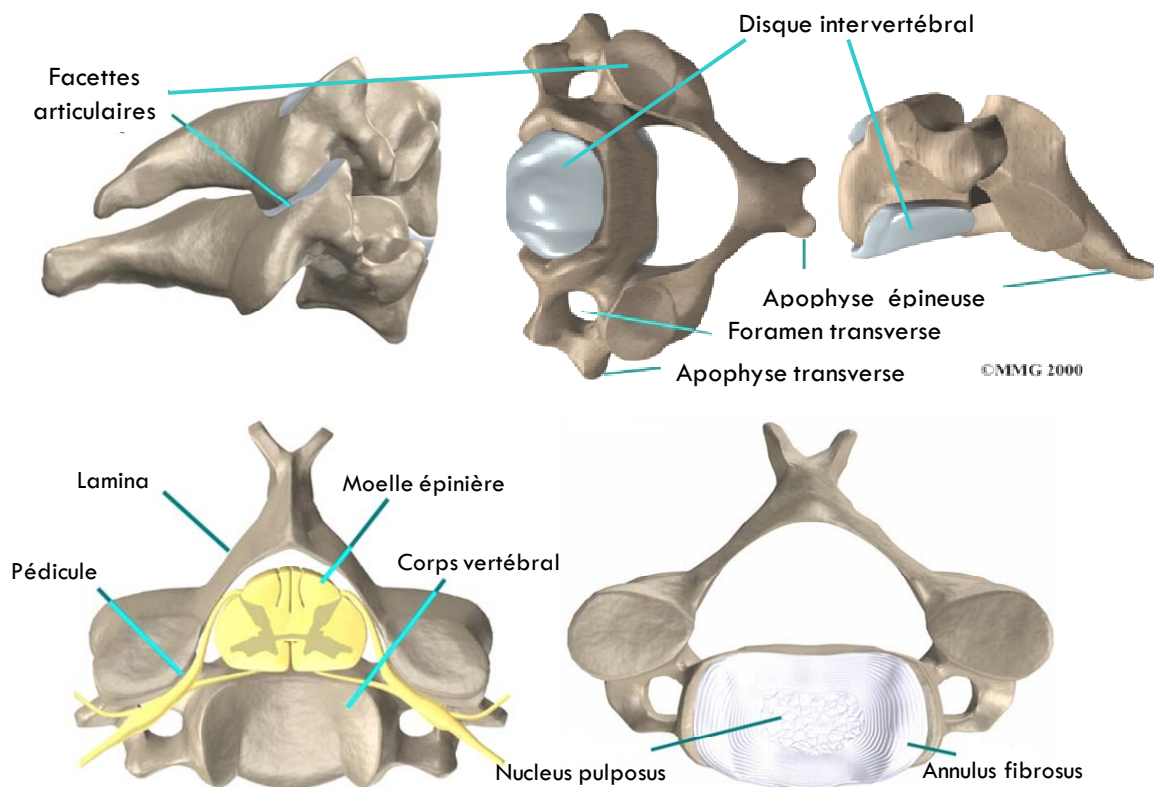


FIGURE 4. Schématisation d'unité fonctionnelle cervicale et exemple de vertèbre en vue axiale supérieure et sagittale (©MMG 2000)



Les vertèbres sont liées entre elles par différents tissus. Entre chaque corps vertébral se trouvent les disques intervertébraux qui, grâce à leur structure viscoélastique, assurent une mobilité entre les différents étages. Ils sont composés de deux éléments dont l'anneau fibreux (annulus fibrosus) à la périphérie, et le noyau pulpeux (nucleus pulposus) riche en protéoglycanes (hydrophiles) dans la partie centrale (Figure 4). Ce sont les structures ligamentaires et musculaires qui assurent le maintien des vertèbres et la stabilité de la tête. Les différents ligaments permettent d'augmenter la stabilité passive du rachis et de limiter les mouvements physiologiques afin de préserver la moelle épinière et les autres terminaisons nerveuses qui transitent au niveau du rachis cervical (Figure 4).

### 1.1.3. CINEMATIQUE SEGMENTAIRE TRIDIMENSIONNELLE

#### 1.1.3.1. UNITE FONCTIONNELLE RACHIDIENNE

On définit l'unité fonctionnelle rachidienne (UFR) par l'ensemble constitué de deux vertèbres adjacentes et des éléments de liaison. Ce type d'articulation permet trois sortes de mouvements (Figure 5):

- un mouvement d'inclinaison soit dans un plan sagittal (flexion-extension), soit dans un plan coronal (inclinaison latérale)
- un mouvement de rotation d'un plan par rapport à l'autre
- un mouvement de glissement-cisaillement d'un corps sur l'autre par l'intermédiaire du nucleus pulposus.

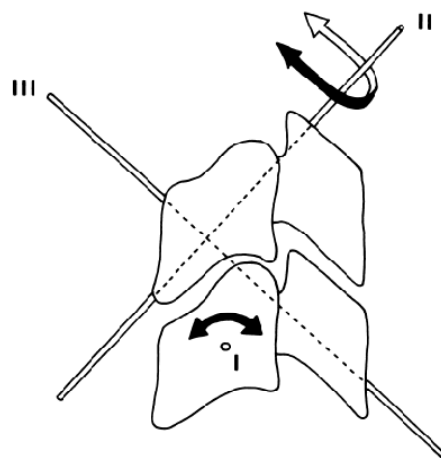


FIGURE 5. Plans de mouvement d'une unité fonctionnelle cervicale. Le mouvement de flexion-extension se produit autour de l'axe transverse (axe I). Le mouvement de rotation axial se fait autour d'un axe passant perpendiculairement au plan des articulations zygoapophysaires (axe II). Aucun mouvement ne peut se produire autour de l'axe III (perpendiculaire aux 2 précédents axes) (Bogduk et Mercer 2000).

Au total, une UFR possède donc six degrés de liberté. Le disque joue le rôle de rotule, mais ne peut ni diriger, ni contrôler avec précision les mouvements inter vertébraux. Des guides et des freins sont nécessaires pour que les mouvements puissent être orientés et limités et pour que les disques puissent être protégés.

#### 1.1.3.2. MOUVEMENTS PRINCIPAL ET COUPLES SEGMENTAIRES

Les articulations inter-apophysaires postérieures jouent le rôle de guide. Elles appartiennent au groupe des arthrodies pour le rachis cervical et dorsal, avec une capsule articulaire, particulièrement lâche pour les cervicales inférieures autorisant ainsi des mouvements en amplitude (Teo et Ng 2001). Cette capsule s'insère sur le pourtour des facettes supérieures et à distance de ce pourtour pour les facettes inférieures. La particularité de ces interlignes est de ne jamais être parfaitement concordantes, intégrant parfois des inclusions méniscales (Mercer et Bogduk 1993). Celles-ci confortent le contact, mais peuvent, à l'occasion de certains mouvements brusques, se trouver coincées et donner lieu à des souffrances localisées. Il est important de noter que les facettes articulaires sont la composante la plus richement innervée de tout le segment. Elles reçoivent une importante innervation des petites branches du rameau postérieur innervant également les muscles para-vertébraux et certaines régions de la peau (Bogduk et Mercer 2000).

En raison de la complexité géométrique des surfaces articulaires, les mouvements vertébraux ne sont pas des mouvements stricts dans un plan donné. Ainsi, même si l'intention est d'effectuer un mouvement autour d'un seul axe, on voit dans certains cas apparaître des rotations autour d'autres axes du repère anatomique de la vertèbre due aux actions et aux réactions des surfaces articulaires sur les segments qui imposent des mouvements non plans. Ainsi, on distingue l'amplitude du mouvement principal intentionnel de la tête dans un plan donné de celle des mouvements couplés non-intentionnels dans les deux autres plans (Panjabi et White 1990). En effet, il est classiquement admis que la rotation axiale est associée à une inclinaison couplée homolatérale au niveau du rachis cervical inférieur allant de C2-C3 à C7-D1 (Kapandji 1996, Bogduk et Mercer 2000). Il semble que l'orientation oblique des articulations zygoapophysaires ou inter-apophysaires postérieures et la forme des processus unciformes soient responsables de ce comportement de l'unité fonctionnelle rachidienne (Milne 1991, Bogduk et Mercer 2000). A ce jour, la plupart des résultats synthétisant les résultats de mesures d'amplitudes maximales pour les mouvements de flexion/extension, d'inclinaison latérale et de rotation issus de données cadavériques et radiographiques concernent les amplitudes principales des UFR isolées ou regroupées en RCS et RCI (Tableau 1). L'accès à des techniques de mesures *in vivo* est donc indispensable à la compréhension de la cinématique cervicale chez l'homme.

TABLEAU 1. Amplitudes articulaires du rachis cervical. RCT : Rachis Cervical Total; RCI : Rachis Cervical Inférieur, RCS : Rachis Cervical Supérieur, O : Occiput, F : Flexion, E : extension, IL : inclinaison latérale, RA : rotation axiale.

AUTEURS	TECHNIQUE	AMPLITUDE		
		FE	IL	RA
White et Panjabi (1978)	NC	RCT = 96° RCS : O-C1 = 13° C1-C2 = 8° RCI = 75°	RCT = 59° RCS : O-C1 = 8° C1-C2 = 0° RCI = 51°	RCT = 106° RCS : O-C1 = 0° C1-C2 = 47° RCI = 59°
Kapandji (1994)	radiographie	RCT = 130° (+ plan masticateur) RCI = 100 à 110°	RCT = 45° RCS : O-C1 = 8°	RCT = 80° à 90° RCS : O-C1 = 12° C1-C2 = 12°
Vital, Senegas et Lavignolle (1995)	NC	RCT = 150° F = 70°, E = 80° RCS : O-C1 = 15° C1-C2 = 15° RCI = 120°	RCT = 15 à 30° RCS : O-C1 = 3° C1-C2 = 0° C2-C3 = 8° RCI = ± 15°	RCT = 50° RCS : O-C1 = 0° C1-C2 = ± 25° RCI = ± 25°
Kamina (2006)	NC	F = 70°, E = 80° (mobilité passive) F = 40°, E = 50° (mobilité active) RCS : O-C1 = 15° C1-C2 < 10°	RCT = 30° (mobilité passive) RCT = 15° (mobilité active) RCS : O-C1 = 8°	RCT = 80° (mobilité passive) RCT = 50° (mobilité active) RCS : C1-C2 = 20°

En revanche, peu de travaux concernent l'étude des mouvements couplés des UFR lors de mouvements actifs du segment tête-cou. Seuls Ishii et al. (2004a, 2004b, 2006) ont étudié par IRM 3D les amplitudes segmentaires actives des mouvements principaux et couplés. Bien qu'obtenus en position allongée (posture et poids de la tête modifiés) et de manière discontinue (repositionnement du sujet tous les 15°), les récents travaux de Ishii et al. (2004a, 2004b, 2006) permettent de mieux appréhender les résultats obtenus à l'aide des techniques cinématiques 3D du segment tête-cou au moins pour ce qui est de la rotation et l'inclinaison latérale (Figure 6 et Tableau 2). Ils constatent un comportement cinématique différent entre le RCS et le RCI lors des mouvements de rotation et d'inclinaison tant sur le plan quantitatif (amplitude) que qualitatif (direction des mouvements couplés). Lors de l'inclinaison latérale du segment tête-cou, le RCI participe prioritairement à l'amplitude principale et l'amplitude de la rotation couplée est en direction opposée selon que l'on considère le RCS ou le RCI (Tableau 2). A l'inverse, lors de la rotation axiale du segment tête-cou, le RCS participe prioritairement au mouvement principal (60%) et l'inclinaison couplée est controlatérale.

Ces études (Tableau 1 vs. Tableau 2) montrent des différences significatives en fonction des étages. Il est probable que les différences soient liées à l'étude *in vivo* ou post-mortem, aux méthodologies utilisées (techniques de mesure) ainsi qu'aux protocoles de mesures en mouvements volontaires ou passifs.

TABLEAU 2. Amplitudes (°) des mouvements principaux (PM) et couplés Knudson et al. lors de la rotation axiale et inclinaison latérale (unilatérales) du segment tête-cou. D'après Ishii et al. (2004a et b). \* différence avec les autres étages. Valeurs moyennes  $\pm$  SD. Le signe négatif des CM dans les plans coronal et axial représente une direction controlatérale à celle du PM. Pour le plan sagittal, le signe négatif représente l'extension.

	ROTATION AXIALE			INCLINAISON LATÉRALE		
	N=10 (RCI) <sup>a</sup> et 15 (RCS) <sup>b</sup>			N=12		
	MP	F/E	IL	MP	F/E	RA
<b>Total</b>	69.5 $\pm$ 4.1 <sup>a</sup> 72.1 $\pm$ 5.7 <sup>b</sup>			30.3 $\pm$ 3.7		
<b>C0-C1<sup>b</sup></b>	1.7 $\pm$ 1.5	-13.3 $\pm$ 4.9	-4.1 $\pm$ 1.4	1.9 $\pm$ 0.9	-1.1 $\pm$ 1.4	-0.2 $\pm$ 1.0
<b>C1-C2<sup>b</sup></b>	36.2 $\pm$ 4.5	-6.9 $\pm$ 3.0	-3.8 $\pm$ 3.0	1.6 $\pm$ 1.3	0.2 $\pm$ 2.0	-17.1 $\pm$ 4.7
<b>RCI<sup>a</sup> moyen</b>	26.6 $\pm$ 4.4	4.4 $\pm$ 5.7	18 $\pm$ 4.1			
<b>C2-C3<sup>a</sup></b>	2.2 $\pm$ 0.9	-1.4 $\pm$ 1.2	3.6 $\pm$ 1.5	3.7 $\pm$ 2.0	0.0 $\pm$ 0.9	0.9 $\pm$ 0.9
<b>C3-C4<sup>a</sup></b>	4.5 $\pm$ 1.1*	-2.3 $\pm$ 1.7	5.4 $\pm$ 1.3*	3.5 $\pm$ 1.4	0.5 $\pm$ 0.9	1.8 $\pm$ 0.7
<b>C4-C5<sup>a</sup></b>	4.6 $\pm$ 1.1*	-1.5 $\pm$ 1.9	5.0 $\pm$ 1.3*	3.3 $\pm$ 1.0	0.8 $\pm$ 1.0	1.1 $\pm$ 0.9
<b>C5-C6<sup>a</sup></b>	4.0 $\pm$ 1.1*	0.9 $\pm$ 1.7	5.3 $\pm$ 1.3*	4.3 $\pm$ 1.4	0.7 $\pm$ 1.2	1.2 $\pm$ 1.0
<b>C6-C7<sup>a</sup></b>	1.6 $\pm$ 0.8	2.4 $\pm$ 1.5	4.9 $\pm$ 2.1*	5.7 $\pm$ 1.9*	0.4 $\pm$ 1.8	0.8 $\pm$ 0.9
<b>C7-D1<sup>a</sup></b>	1.5 $\pm$ 0.7	3.0 $\pm$ 2.1	1.2 $\pm$ 1.2	4.1 $\pm$ 2.7	0.5 $\pm$ 1.5	-0.4 $\pm$ 1.0

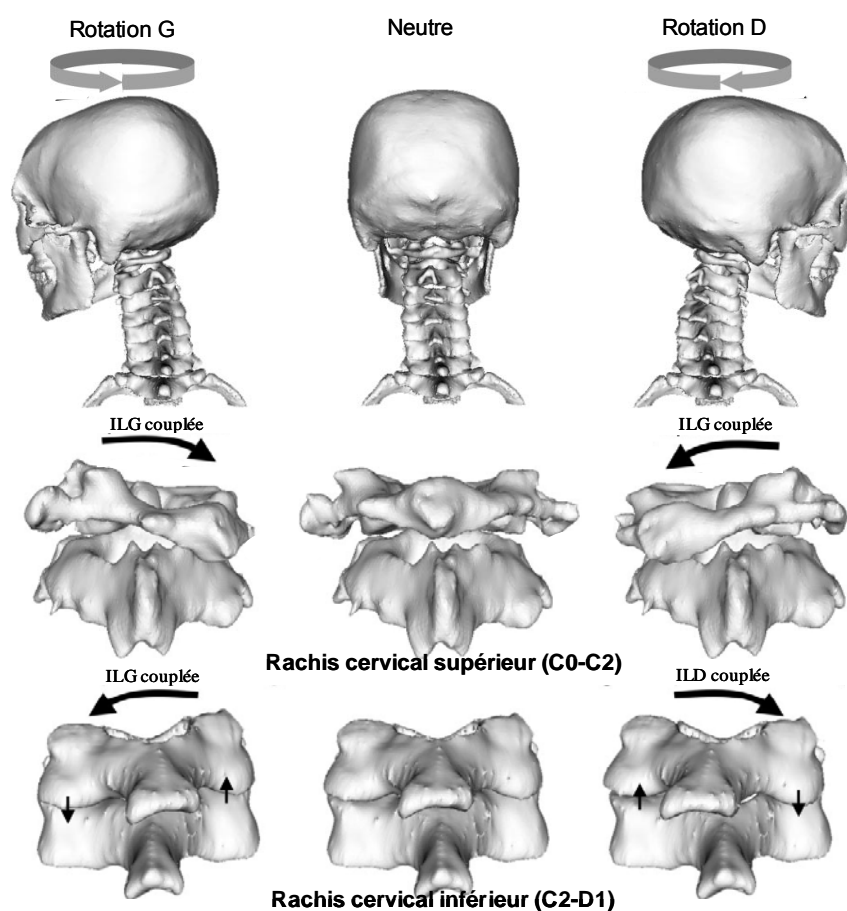


FIGURE 6. Amplitudes des mouvements couplés dans le rachis cervical inférieur (C2 à C7) et du rachis cervical supérieur (C0 à C2) lors de rotation droite et gauche de la tête. D'après Ishii et al. (2004a, 2004b).

#### 1.1.4. ACTIONS MUSCULAIRES

Le rachis cervical présente un système musculaire très développé surtout dans sa partie postérieure. Ces muscles, qui s'étendent pratiquement sur toute la longueur de la colonne vertébrale, réalisent un véritable haubanage de la tête et de toute la colonne (Figure 7). Les deux fonctions majeures des muscles du rachis cervical sont d'une part, de stabiliser la tête lors de perturbations externes ou de mouvements du corps, et d'autre part, de permettre l'orientation ou les mouvements volontaires de la tête. Le support de la tête par le rachis cervical, et donc sa stabilisation, est lié à la raideur des tissus de soutien i.e. les muscles et les ligaments. La redondance de la musculature du rachis cervicale donne à plusieurs muscles des fonctions similaires pour un mouvement donné. Leur action dynamique va être déterminée par leur localisation anatomique, leur orientation et leurs points d'insertion. De manière générale et indépendamment du niveau rachidien considéré, les muscles situés en avant de la ligne de gravité sont fléchisseurs, ceux en arrière sont extenseurs. Les muscles qui croisent cet axe entraînent une inclinaison homolatérale et une rotation contralatérale, les autres entraînent une rotation homolatérale. La contraction bilatérale des muscles rotateurs étend le rachis et stabilise la posture alors que leur contraction unilatérale incline et tord le rachis.

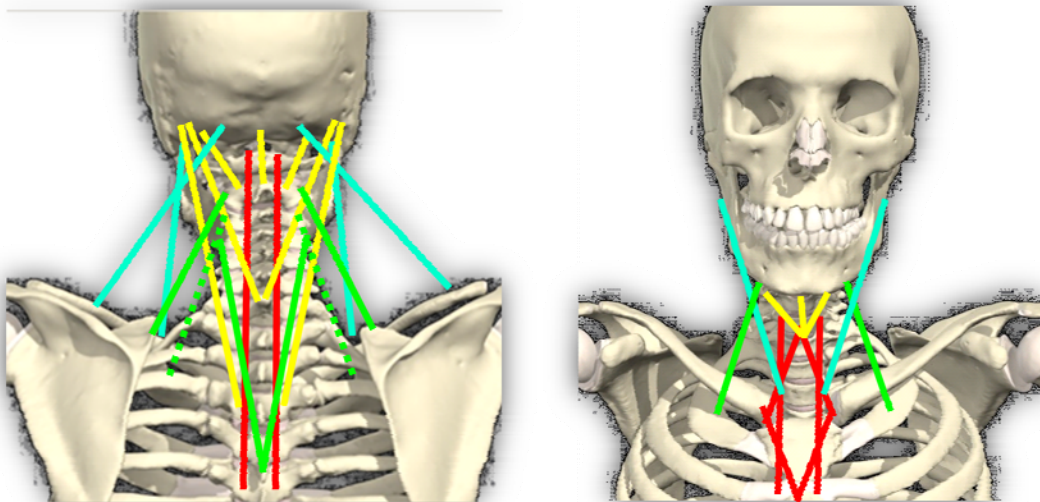


FIGURE 7. Schématisation des muscles haubans cervicaux postérieurs (à gauche) et antérolatéraux (à droite) : intermédiaires hauts (jaune), intermédiaires bas (vert), à distance ou périphériques (bleu) et profonds (rouge) (Adapté de Vital et al. 1995).

#### 1.1.4.1. MUSCLES FLECHISSEURS

Les muscles fléchisseurs de la tête et du cou sont situés à la partie antérieure (Figure 8 et Figure 9). Le mouvement de flexion débute et siège essentiellement dans les articulations atlanto-occipitales dont les muscles moteurs sont les muscles sous-occipitaux antérieurs, i.e. le longus capitis et le rectus capitis anterior minor et major. Au niveau du RCI, on retrouve les muscles longus colli (LC) et rectus capitis anterior major. Ces muscles ainsi que les muscles scalenus anterior (ScaAnt) sont situés dans le plan profond contre le rachis cervical et recouverts par la lame prévertébrale du fascia cervical. Le muscle scalenus antérieur naît des tubercules antérieurs des processus transverses des vertèbres cervicales C3 à C6 et se termine sur le tubercule de la 1ère côte, en avant du sillon de l'artère subclavière. Il est oblique, en bas, en avant et latéralement. Lorsqu'il prend son point d'appui sur son origine, il est élévateur de 1ère et 2ème côtes donc inspirateur accessoire. Lorsqu'il se contracte de façon bilatérale il est fléchisseur et fixateur du rachis cervical. Ce muscle profond est recouvert par les muscles extrinsèques antérieurs du plan intermédiaire, les muscles suprahyoïdeus et les muscles infrahyoïdeus. Les muscles suprahyoïdeus sont les muscles stylohyoïdeus, geniohyoïdeus et mylohyoïdeus. Les muscles infrahyoïdeus sont les muscles sternohyoïdeus, homohyoïdeus, sternothyroïdeus et thyrohyoïdeus. Ces muscles ont une action dans la phonation et la flexion cervicale contre résistance.

A la périphérie, on trouve deux muscles pairs compris dans la lame superficielle du fascia cervical. Le platysma qui est un muscle cutané et le muscle sternocleidomastoïdeus (SCM) qui est le muscle fléchisseur principal du rachis cervical. Le SCM est un muscle large et puissant qui comprend 2 chefs, sternal et claviculaire. Le chef sternal naît par un long tendon sur la face antérieure du manubrium sternal et forme une lame qui s'élargit et recouvre en partie le chef claviculaire. Le chef claviculaire naît par un court tendon sur le tiers médial de la face supérieure de la clavicule. Le SCM s'insère sur le pourtour postérieur du processus mastoïde de l'os temporal, et sur la moitié latérale de la ligne nucale supérieure. Lorsqu'il prend son point fixe sur son origine, il fléchit la tête, l'incline de son côté, et imprime une rotation qui porte la face du côté opposé. Son action bilatérale et simultanée fléchit la tête sur le cou. Lorsqu'il prend son point fixe sur sa terminaison, il devient inspirateur accessoire.

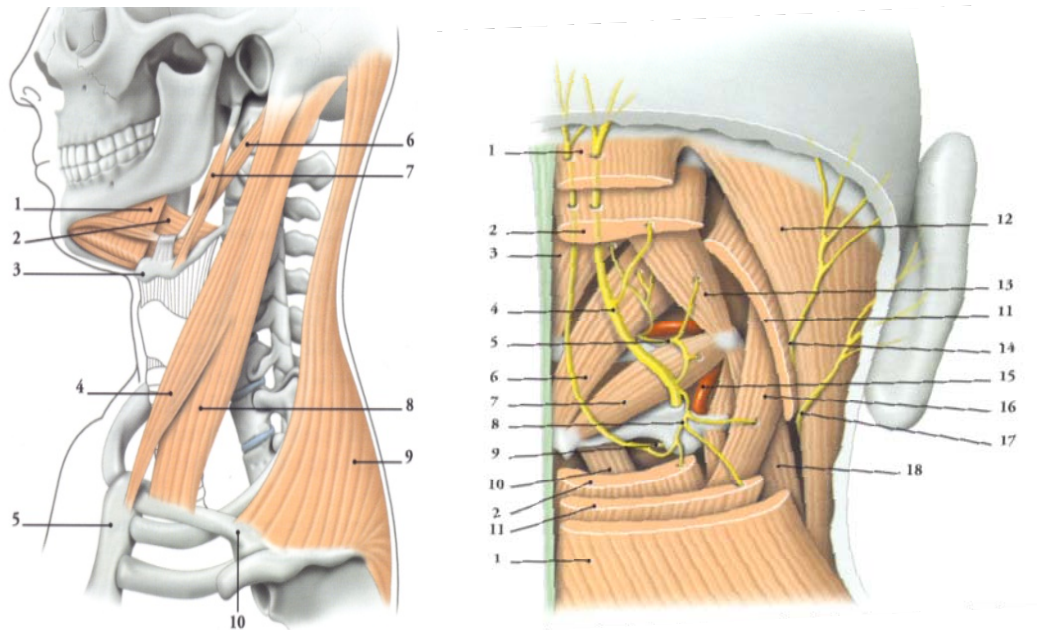


FIGURE 8. Vue latérale (à gauche) : 1-myoloïdeus, 2-hyoglosse, 3- os hoïde, 4-chef sternal du sternocleidomatoïdeus, 5-sternum, 6-digastique, 7-stylohoïdeus, 8- SCM, 9- trapezius superior, 10-clavicule. Vue postérieure (à droite) : 1- trapezius superior, 2- semispinalis capitis, 3- rectus capitis posterior minor, 4- nerf grand occipital, 5-nerf suboccipital, 6-rectus capitis posterior major, 7-obliquus capitis inferior, 8-ramification anastomotique, 9-ramification du nerf cervical C3, 10-semispinalis cervicis, 11-splenius capitis, 12-sternocleidomatoïdeus, 13-obliquus capitis superior, 14-nerf petit occipital, 15-artère vertébrale, 16-longissimus capitis, 17-nerf grand auriculaire, 18-elevateur scapulae (d'après Kamina)

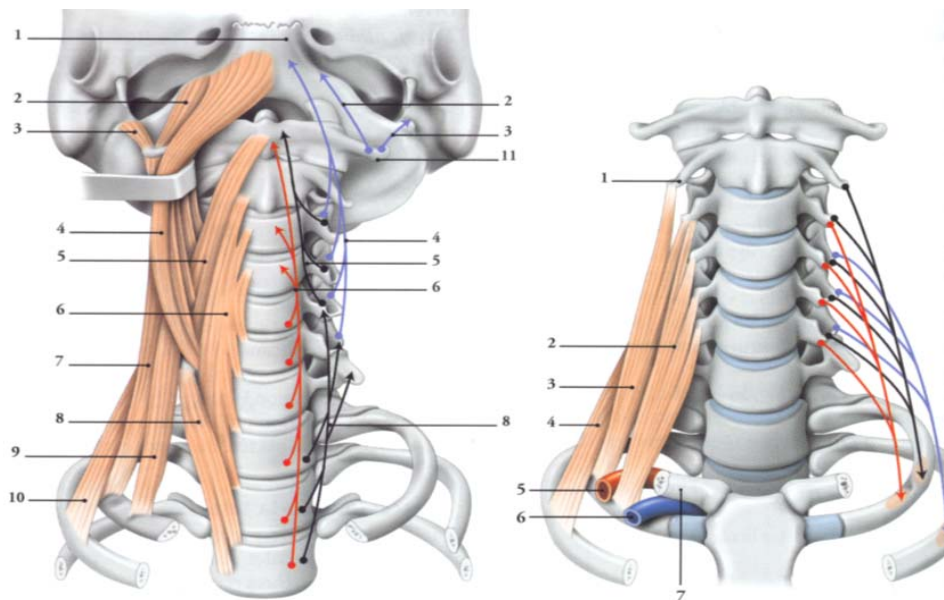


FIGURE 9. Muscles de la face ventrale du rachis cervical. A gauche : 1-occipital, 2-rectus capitis anterior, 3-, 4-longus capitis, 5-6-8-longus colli, 7-scalenus medius, 9-scalenus anterior 10-scalenus posterior, 11-processus transverse de l'atlas. A droite : 1- processus transverse de l'axis, 2- scalenus anterior, 3- scalenus medius, 4- scalenus posterior, 5-artère subclavière, 6-veine subclavière, 7-clavicule (d'après Kamina).

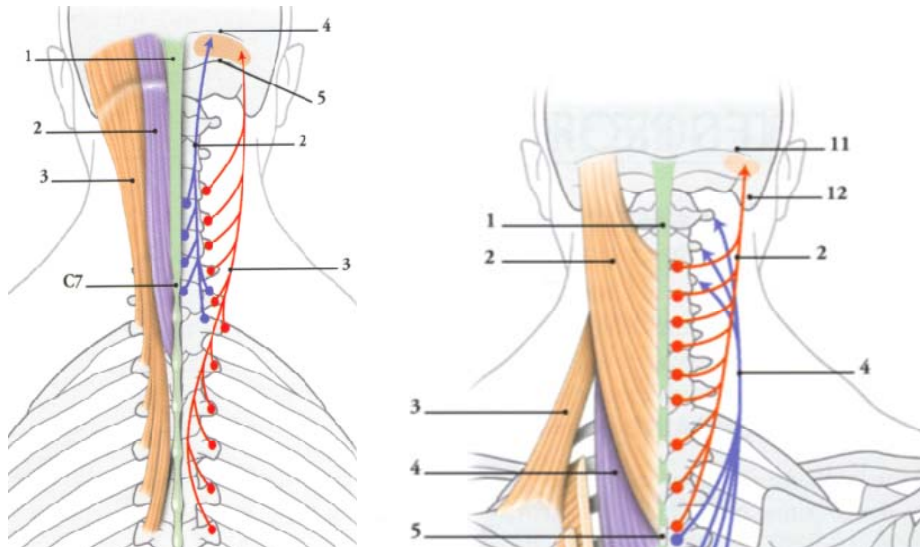


FIGURE 10. Muscles postérieurs du rachis cervical. Muscle semispinalis capitis (à gauche) : 1-4-5- ligament nuchal, 2-portion médiale, 3-portion latérale. A droite : 1- ligament nuchal, 2-splenius capitis, 3-elevatot scapulae, 4-splenius cervicis, 5-processus épineux de T3, 11-ligne nuchal supérieure, 12-processus mastoïde (d'après Kamina).

#### 1.1.4.2. MUSCLES EXTENSEURS

Les muscles extenseurs du cou et de la tête sont situés dans le plan postérieur (Figure 8 et Figure 10). Les muscles extenseurs du rachis cervical regroupent les muscles qui permettent l'extension de la tête sur le cou et ceux qui permettent l'extension du rachis cervical sur le rachis dorsal. Mis à part les muscles du plan profond, la plupart des muscles de la nuque sont à direction oblique bas, en dedans et en arrière. La couche superficielle, comporte des muscles à direction croisée par rapport aux plans intermédiaires, i.e. oblique en bas, en avant et en dehors et agissant sur le crâne et le rachis sous-occipital. Ils sont à la fois synergistes et antagonistes des muscles du plan profond qu'ils complètent fonctionnellement. Au niveau du RCS, les muscles postérieurs extrinsèques s'insèrent sur la base du crâne et se terminent sur le rachis. Ce sont les muscles sous-occipitaux postérieurs composés du rectus capitis posterior major qui étend et incline la tête, du rectus capitis posterior minor qui est un extenseur, de l'obliquus inferior qui entraîne une rotation homolatérale de C1 et de l'obliquus superior qui étend et incline la tête du même côté.

Entre le crâne et le rachis s'étendent trois muscles situés entre le plan des muscles sous-occipitaux postérieurs et le muscle trapezius. Ces muscles sont le semispinalis capitis (SemiCap), qui s'étend de la ligne occipitale aux processus transverses de C3 à T5, et le longissimus capitis, qui s'étend du processus de la mastoïde aux processus transverses de C3 à T1. Ces 2 muscles sont extenseurs avec une composante d'inclinaison pour le longissimus capitis.

Le splenius capitis (SplCap) naît des processus épineux des trois vertèbres cervicales thoraciques supérieures et des quatre vertèbres cervicales inférieures. Il se termine sur le processus mastoïde.



Bien que son action soit encore mal définie, il participe à l'extension, à la rotation homolatérale (synergiste du SCM controlatéral) et à l'inclinaison homolatérale.

Le levator scapulae (LevScap) prend son insertion sur les petites saillies des processus transverses des vertèbres cervicales C1 à C4 et se termine à l'angle supérieur et sur la partie adjacente du bord médial de la scapula. Il soulève la scapula et étend le rachis cervical.

Le scalenus medius (ScaMed) naît des tubercules postérieurs des processus transverses des vertèbres cervicales C2 à C7 et se termine sur la 1ère côte, en arrière du sillon de l'artère subclavière. Le scalenus posterior (ScaPost) naît des processus transverses des vertèbres cervicales C4 à C6 et se termine sur le bord supérieur de la 2ème côte. Ils sont obliques, en bas, en avant et latéralement. Lorsqu'ils prennent leur point d'appui sur leur origine ils sont élévateurs de 1ère et 2ème côtes, donc inspireurs accessoires. Lorsqu'ils prennent appui sur leur terminaison, ils entraînent l'inclinaison homolatérale et la rotation controlatérale de la tête et lorsqu'ils se contractent de façon bilatérale ils sont extenseurs et fixateurs du rachis cervical.

#### 1.1.4.3. MUSCLES INCLINEURS

L'inclinaison dans le rachis cervical inférieur (RCI) s'accompagne d'une rotation homolatérale, par conséquent si l'on veut obtenir une inclinaison pure du segment tête-cou, il faut une rotation controlatérale compensatoire au niveau du rachis cervical supérieur. Les muscles qui participent à ces mouvements sont décrits dans le Tableau 3.

#### 1.1.4.1. MUSCLES ROTATEURS

Tout comme l'inclinaison, une rotation du rachis cervical inférieur s'accompagne d'une inclinaison homolatérale. Par conséquent si l'on veut obtenir une rotation axiale pure du segment tête-cou, il faut une inclinaison controlatérale compensatoire au niveau du rachis cervical supérieur. Les muscles participant à ces mouvements sont décrits dans le Tableau 4.

TABLEAU 3. Muscles participant à l'inclinaison droite du segment tête-cou selon Kapandji (1996) et Vital et al. (1995)

MOUVEMENTS SEGMENTAIRES LORS D'UNE INCLINAISON PURE A DROITE		MUSCLES IMPLIQUES
RCI	ILD	Longus colli droit Splenius capitis droit SCM droit Trapezius Superior droit Levator Scapulae droit Scalenus droits Longissimus cervicis droit
		Rectus capitis posterior major droit Rectus capitis posterior minor droit Obliquus capitis superior droit Rectus capitis lateralis droit*
RCS	ILD	longus capitis droit *
		Rectus capitis anterior droit*
	RAG compensatoire	Rectus capitis posterior major gauche Obliquus gauche Obliquus capitis droit

\* l'action de flexion supplémentaire de ces trois muscles compense la composante d'extension du rachis cervical inférieur et l'action des muscles postérieurs sous occipitaux réalisant l'inclinaison droite à ce niveau.

TABLEAU 4. Muscles participant à une rotation axiale droite du segment tête-cou selon Kapandji (1996) et Vital et al. (1995)

MOUVEMENTS SEGMENTAIRES EN ROTATION AXIALE DROITE		MUSCLES IMPLIQUES
RCI	RAD	SCM gauche TS gauche Splenius capitis droit Multifidus gauche longissimus capitis droit
		Obliquus droit Rectus capitis posterior major droit Obliquus capitis superior gauche
RCS	RAD	
	ILG compensatoire	Obliquus capitis superior gauche Rectus capitis lateralis gauche* Rectus capitis anterior minor gauche*

\* l'action de flexion supplémentaire de ces deux muscles compense la composante d'extension du rachis cervical inférieur et l'action des muscles postérieurs sous occipitaux réalisant la rotation droite à ce niveau.

### 1.1.5.1. MODELE DE HILL

Classiquement les relations caractéristiques de la mécanique musculaire sont présentées en faisant appel à une modélisation opérationnelle de la géométrie musculo-squelettique basée sur des hypothèses simplifiées. Le modèle préconisé par Hill dès 1938, assimile le muscle à un système mécanique formé de trois composantes (Figure 11). Celui-ci sert encore de base pour la réalisation et l'interprétation de nombreuses expériences aussi bien sur le muscle isolé que sur le muscle *in vivo*.

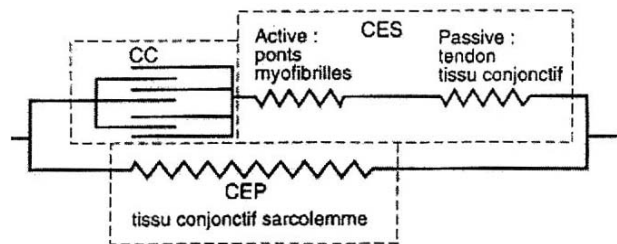


FIGURE 11. Modèle mécanique à trois composantes, CC : Composante Contractile; CES : Composante Élastique Série; CEP : Composante Élastique Parallèle (d'après Shorten 1987).

La composante contractile (CC) correspond anatomiquement aux ponts formés entre les têtes de myosine et les filaments d'actine. Le pivotement de ces protéines contractiles permet la conversion de l'énergie chimique en énergie mécanique grâce à l'augmentation de la capacité de la myosine à hydrolyser de l'ATP (adénosine tri-phosphate) en présence d'actine. La CC est donc le générateur de force du muscle, sa vitesse de raccourcissement dépend de la force développée par le muscle. Cette composante contractile est placée en série avec un ressort non amorti appelé composante élastique série. Celle-ci est constituée de deux sous-unités, i.e. une sous-unité active située anatomiquement au niveau des ponts entre les protéines contractiles et une sous unité passive correspondant aux tendons et au tissu conjonctif. Cette CES est surtout mise en jeu lorsque la CC est activée. Ces deux précédentes composantes sont en parallèle avec la composante élastique parallèle (CEP) localisée anatomiquement au niveau des enveloppes musculaires de tissu conjonctif, du pérимysium au sarcolemme. La CEP, par sa tension passive, intervient uniquement lorsque la longueur du muscle est supérieure à la longueur de repos  $L_0$ .

### 1.1.5.2. MORPHOMETRIE

#### Estimation de la taille & architecture

Le muscle est caractérisé dans sa morphologie par sa forme, sa taille, son architecture et sa composition typologique. Sa capacité de production de force maximale est conditionnée par la tension générée par chaque fibre musculaire selon l'axe d'action du muscle. Cette dernière étant directement proportionnelle à la taille des fibres, la capacité de production de force maximale du muscle va être liée à sa taille. Les différences de force entre les individus d'âge, de maturité et de genre sont classiquement attribuées à des différences de volume musculaire. Longitudinalement, les variations de force à la suite d'un entraînement en force ou d'inactivité sont respectivement associées à une hypertrophie ou à une atrophie musculaire.

Il apparaît cependant que le diamètre des fibres est relativement homogène entre les muscles de tailles différentes. L'architecture du muscle, i.e. "l'arrangement interne des fibres musculaires relatif à l'axe de génération de force" (Lieber et Friden 2000), beaucoup plus variable d'un muscle à l'autre, affecte donc plus directement sa capacité de production de force. Bien qu'il y ait autant d'arrangements architecturaux que de muscles eux-mêmes, 3 grandes classes sont généralement décrites i.e. fusiforme, unipennée et multipennée (Figure 12). Ainsi la force que le muscle exerce selon sa ligne d'action va dépendre de son angle de pennation, i.e. l'angle formé par la direction des fibres et la ligne d'action du muscle. Un muscle penné aura donc d'avantage de sarcomères arrangés en parallèle et moins en série. A volume musculaire et typologie équivalente, la force exercée par un muscle de type penniforme pourrait être supérieure à celle exercée par un muscle fusiforme. En revanche, l'amplitude du raccourcissement est, toutes choses égales, plus grande dans le cas d'une disposition longitudinale.

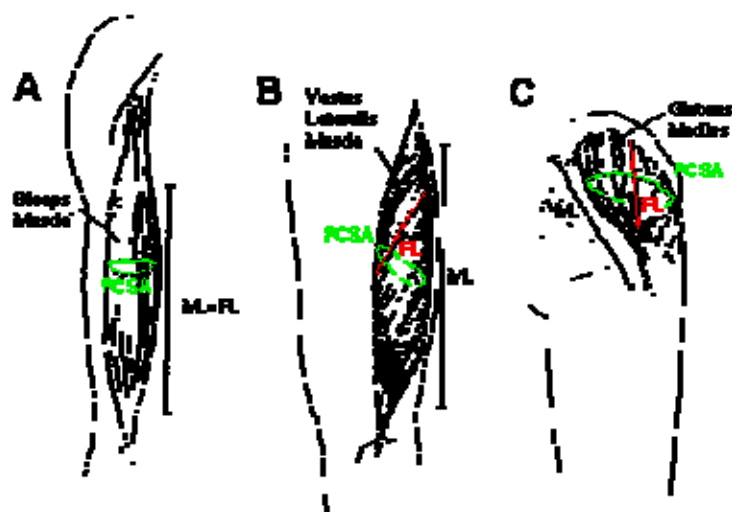


FIGURE 12. Trois grandes classes d'architecture musculaire : fusiforme (A), unipennée (B) et multipennée (C). ML : longueur du muscle, FL : longueur des fascicules, PCSA : surface de section physiologique du muscle (Lieber et Friden 2000).

Afin d'estimer la taille d'un muscle, on mesure classiquement son volume ou sa surface de section anatomique (ACSA) mesurée perpendiculairement à la ligne d'action du muscle au niveau le plus large. Cependant, l'architecture impose deux limitations majeures lorsqu'on tente de corréler la production de force maximale avec la ACSA. Premièrement, dans un muscle penné ou fusiforme les fibres ne sont pas orientées strictement en parallèle le long de l'axe du muscle. Si l'angle de pennation des fibres est substantiel, la force de raccourcissement transférée au tendon au niveau de l'insertion sera moindre que la force totale générée par l'ensemble des fibres. Deuxièmement, chaque fibre ne parcourt pas toute la longueur du muscle (Bruce et al. 1997, Bamman et al. 2000). En conséquence, la seule mesure de l'ACSA ne prend pas en compte l'ensemble des fibres participant à la génération de force du muscle (Figure 13). La valeur de l'ACSA corrigée par rapport à l'angle de pennation du muscle est appelée surface de section physiologique (PCSA). Chez l'homme *in vivo* la PCSA est estimée d'après la formule:  $V_m \times \cos\theta / L_f$ , où  $V_m$  est le volume musculaire,  $\theta$  correspond à l'angle de pennation et  $L_f$  est la longueur des fascicules (Ikai et Fukunaga 1968, Fukunaga et al. 1996). La PCSA ou le volume semble être de meilleurs estimateurs de la capacité de production de force que la ACSA même si ce constat n'est pas clair dans la littérature (Bamman et al. 2000, Fukunaga et al. 2001, Lynch et al. 1999). Ces variables rapportées à la force du muscle semblent être de bons indices de la tension spécifique du muscle.

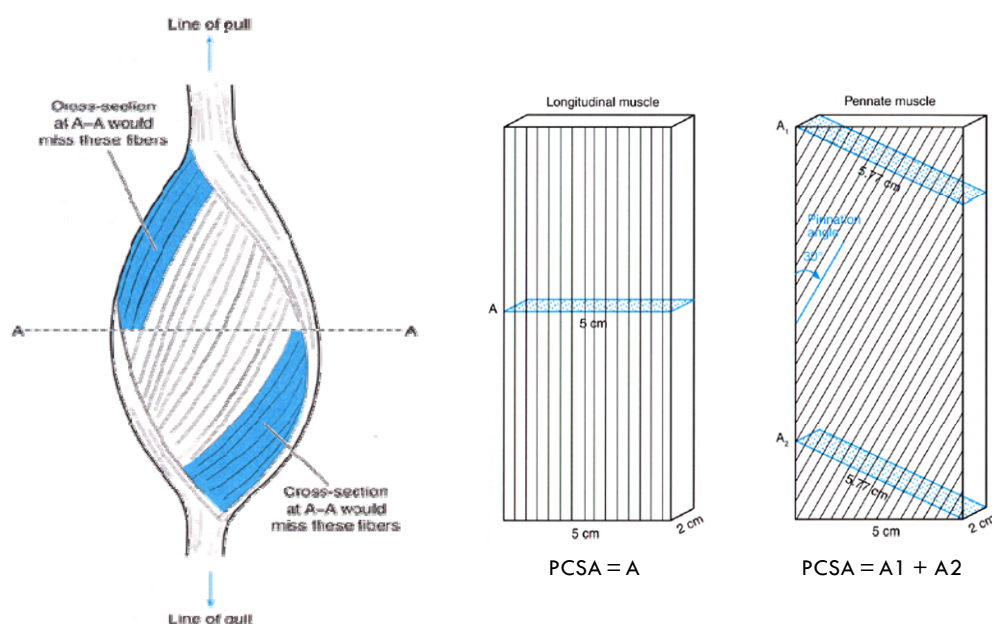


FIGURE 13. Influence de l'architecture musculaire (fusiforme ou penniforme) sur la valeur de la surface de section physiologique d'un muscle (PCSA).

## Bras de levier

Séparément, la taille et le bras de levier d'un muscle fournissent des informations complémentaires sur la capacité de production de force ou de couple de force. Le bras de levier est la plus courte distance entre la ligne d'action du muscle et le centre de l'articulation. Il permet la génération de couples de force au niveau de l'articulation (Figure 14). Il détermine l'excursion du complexe muscle-tendon (variation maximale de la longueur dans laquelle le muscle peut générer une force active) pendant la rotation de l'articulation.

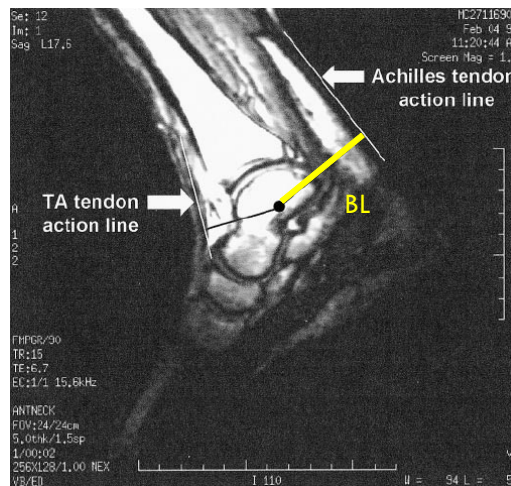


FIGURE 14. Schématisation du bras de levier musculaire (BL) d'une articulation simple (cheville) (Maganaris et al. 1998).

Les paramètres tels que la surface de section (CSA), le volume, la longueur des fibres, l'angle de pennation et le bras de levier, sont donc des mesures importantes pour évaluer la performance d'un individu et comparer la capacité de production de force d'un muscle ou d'un groupe musculaire entre différentes personnes (Edgerton et Roy 1991, Lieber 1993). Plus particulièrement, l'estimation de la taille du muscle permet de déterminer en quoi des différences de force observées sont simplement le résultat d'une différence du nombre ou de la production de force des sarcomères.

### 1.1.5.3. MESURES ANALOGUES IN VIVO

L'étude des propriétés mécaniques du muscle humain *in vivo* est généralement abordée en s'intéressant à des mouvements réalisés volontairement. Les variables mécaniques sont alors mesurées au niveau de l'articulation mobilisée et l'on obtient ainsi des relations périphériques (Figure 15). Il existe plusieurs tests permettant de caractériser la CC basés sur les différentes propriétés statiques et dynamiques du muscle en contraction. En effet la capacité contractile d'un muscle est représentée par sa force et sa vitesse de contraction à une longueur du muscle donnée.

Chez l'Homme, la longueur du muscle dépend de l'angle de l'articulation qu'il croise. Les articulations étant communes à plusieurs muscles, d'un point de vue mécanique il est impossible de déterminer la participation relative de chacun des muscles à partir de la mesure de la force externe. La force externe développée par le groupe considéré est alors la résultante des forces individuelles développées par chaque muscle du groupe. Les variables mécaniques étant mesurées au niveau du segment osseux mobilisé, on obtient la relation entre le couple de force développé et l'angle articulaire. La relation couple-angle est le reflet périphérique des variations de force des muscles en fonction de leur longueur et des variations de leur bras de levier (Goubel et Lensele-Corbeil 2003). Pour tracer la relation couple-angle on répète les mesures de couple de force isométrique maximal que le groupe musculaire est capable de développer à plusieurs angles donnés. La force totale mesurée résulte alors de la force "active" générée par les éléments contractiles qui se somment à une force "passive" due à l'étirement de la composante élastique parallèle.

Les tests dynamiques permettent de tracer la relation couple-vitesse angulaire relative à la capacité des muscles à produire une force en fonction de la vitesse de raccourcissement (concentrique) ou d'allongement (excentrique) (Cabri 1991). Ce type de test est plus représentatif des événements qui se déroulent réellement au niveau musculaire au cours d'un mouvement balistique (Bosco et al. 1983). On évalue ainsi le couple de force maximal développé en isocinétique, i.e. à vitesse angulaire constante. Le principe de ce test est d'obtenir une contraction maximale volontaire pour une vitesse et un débattement angulaire déterminés. Les relations couple-vitesse angulaire en concentrique montrent toutes une décroissance non linéaire du couple en fonction de l'augmentation de la vitesse, contrairement à l'excentrique où le couple de force ne semble pas dépendre systématiquement de la vitesse pour des sujets sédentaires non entraînés à ce mode de contraction (Kellis et Baltzopoulos 1995).

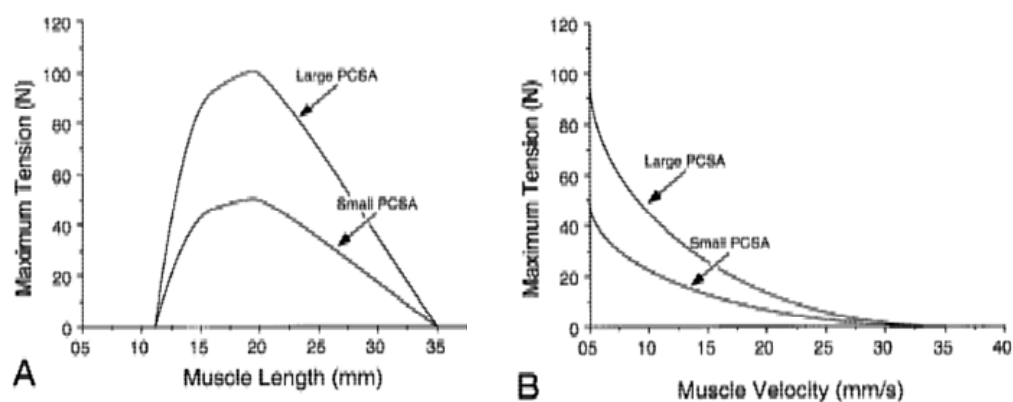


FIGURE 15. Exemple de relation force-longueur (A) et force-vitesse (B) du muscle in vitro et influence de la surface de la section physiologique du muscle (PCSA) sur sa capacité de production de force (Lieber et Friden 2000)

### 1.1.6. ACTIVATION NERVEUSE

---

#### 1.1.6.1. CONDUCTION DU MESSAGE NERVEUX

Les muscles striés squelettiques sont subordonnés au système nerveux. Ils sont innervés par des motoneurones qui reçoivent leurs informations du système nerveux central. Une unité motrice (UM) est l'ensemble constitué par un motoneurone et toutes les fibres musculaires innervées par les ramifications de son axone. L'unité motrice est l'unité fonctionnelle de la contraction. Le nombre de fibres musculaires contenues dans une unité motrice varie avec la taille du muscle et avec la finesse d'action de celui-ci, leur répartition est plus ou moins aléatoire dans l'ensemble du muscle. Ce nombre est ainsi lié au rôle fonctionnel du muscle et à la capacité fonctionnelle de ces fibres, dont la contraction peut être lente ou rapide. Les unités motrices du muscle squelettique sont normalement activées par leur propre motoneurone. Au voisinage de la région médiane des fibres musculaires, les ramifications axoniques d'un motoneurone forment une jonction neuromusculaire. L'arrivée du potentiel d'action au niveau de la terminaison nerveuse libère un médiateur chimique, l'acétylcholine, qui induit la formation de "courants de plaque" dont la sommation spatiale et temporelle provoque une excitation supraliminaire entraînant un potentiel d'action (PA) qui se propage le long du sarcolemme de toutes les fibres musculaires. Le PA se propage rapidement le long des tubules T vers la profondeur de la fibre musculaire où il provoque une libération de calcium par les tubules longitudinaux avoisinants. L'augmentation de la concentration en calcium va permettre le couplage excitation-contraction du muscle. C'est le glissement des filaments de myosine sur les filaments d'actine au niveau des sarcomères qui conduit à la contraction (raccourcissement) du muscle. L'unité motrice obéit à la loi du tout ou rien, i.e. seule une stimulation efficace portée par l'intermédiaire du motoneurone détermine un PA au niveau de l'unité motrice dont les fibres se contractent de façon maximale. En outre, la force développée par le muscle dépend principalement du nombre d'unités motrices recrutées et de la fréquence de décharge de l'acétylcholine au niveau de la jonction neuromusculaire dont résulte le degré de fusion des contractions unitaires (Figure 16).



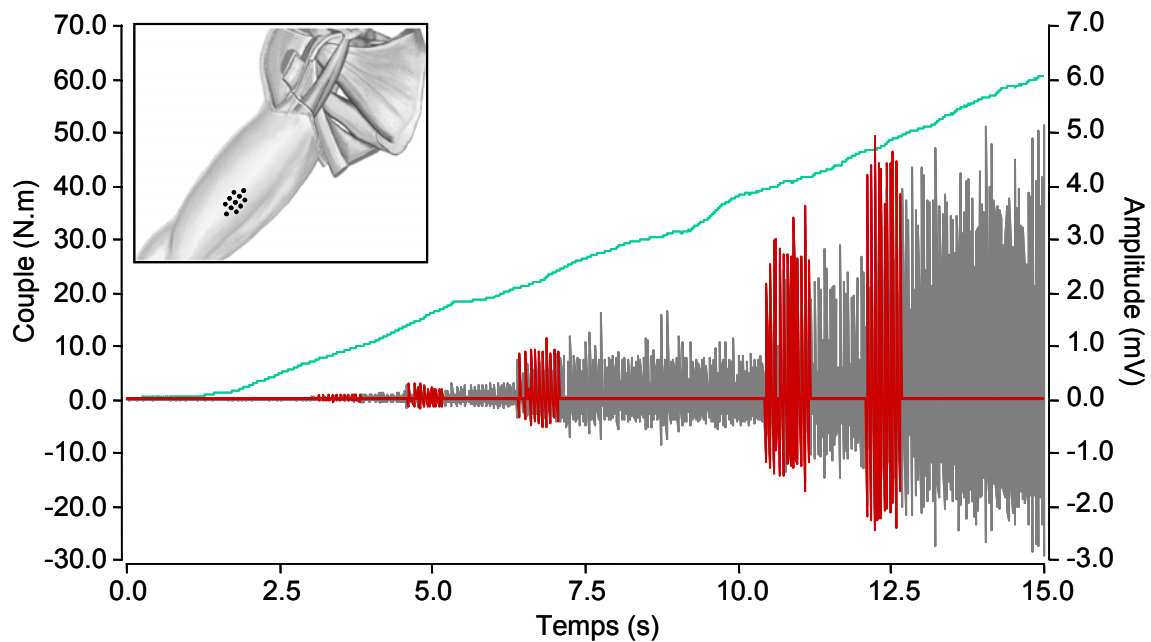


FIGURE 16. Recrutement progressif d'unités motrices du biceps brachii au cours d'une rampe de force linéaire.

#### 1.1.6.2. TECHNIQUE DE DETECTION

Pour caractériser l'état du système neuromusculaire, les mesures mécaniques sont généralement couplées à des mesures d'activité électrique des muscles. Le potentiel d'action mesuré à l'extérieur de la cellule musculaire est le reflet de la distribution spatiale des charges sur la fibre musculaire, distribution qui rend compte de la génération du potentiel d'action au niveau de la jonction neuromusculaire, de sa propagation ionique le long du sarcolemme et de son extinction au niveau des jonctions myotendineuses. La forme du potentiel d'action mesuré dépend donc de l'endroit où celui-ci est mesuré le long de la fibre musculaire. Une technique non invasive d'enregistrement et d'analyse de l'activité électrique musculaire, appelée l'électromyographie de surface (EMG), est le plus souvent utilisée pour estimer le niveau d'activation volontaire des muscles sollicités (De Luca 1997). Le signal myoélectrique global est la manifestation électrique de l'activation musculaire, précurseur de la contraction. Ce signal est dépendant des propriétés anatomiques et physiologiques du muscle, du système nerveux à l'origine de la commande motrice, du type d'exercice mais également des méthodes de recueil et de traitement du signal (Duchene et Goubel 1993). Le signal EMG résulte de la sommation spatiale et temporelle des unités motrices (UM) activées, situées dans un volume sous-jacent aux électrodes de détection (Figure 17). Les UM n'étant pas recrutées de façon synchrone, le signal EMG prend un aspect aléatoire et interférentiel. Les tissus interposés entre la source électrique et les électrodes agissent comme un filtre passe-bas réduisant ainsi le contenu en hautes fréquences du signal enregistré. La méthode de détection du signal myoélectrique

conditionne également la qualité et la nature des informations qui vont pouvoir en être extraites, et par là la connaissance des propriétés du système neuromusculaires

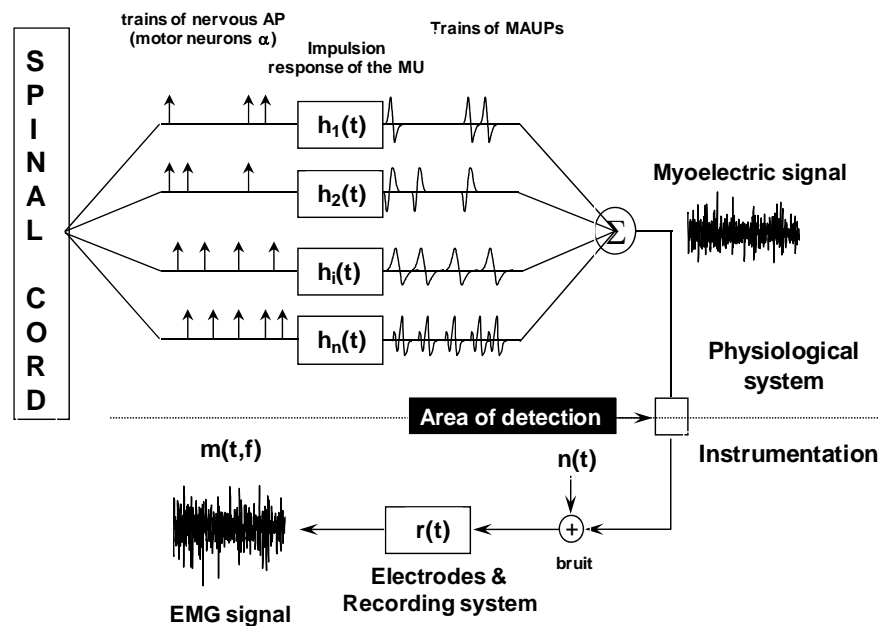


FIGURE 17: Modélisation du signal EMG global à partir de potentiels d'unité motrice. La séquence de décharges générées par les motoneurones  $\alpha$  au niveau de la moelle épinière détermine le train de potentiel d'action propagé par chaque unité motrice,  $h(t)$ . La sommation des trains de l'ensemble des UM recrutés (1 à  $n$ ) donne naissance à un signal myoélectrique global non observable. La chaîne d'acquisition de l'EMG introduit par ailleurs une distorsion de ce signal en y ajoutant un bruit électrique  $n(t)$  et en le filtrant  $r(t)$ . Il en résulte un signal EMG observable  $m(t,f)$ ,  $t$  étant le temps et  $f$  l'amplitude de ce signal (De Luca 1979).

Le signal EMG brut étant relativement complexe, il est traité afin de permettre la compréhension des caractéristiques structurales et fonctionnelles du système neuromusculaire. La quantification du signal se fait par le calcul de certains paramètres, qui permettent l'évaluation du contenu informatif du signal, considéré comme représentatif de l'activité musculaire. Le but de ce paramétrage du signal EMG réside dans l'évaluation de son contenu informatif qui est considéré comme représentatif de l'activité électrique musculaire et par là des caractéristiques structurales et fonctionnelles du système neuromusculaire. Dans le cadre de notre étude nous calculerons la Root Mean Square (RMS), paramètre temporel qui correspond à la racine de la valeur moyenne du carré du signal myoélectrique à un instant donné. Il permet d'évaluer le niveau d'activation du muscle. Dans le domaine spectral, les deux paramètres les plus utilisés sont la fréquence médiane (MDF: Median Frequency) et la fréquence moyenne (MPF: Mean Power Frequency). Ces paramètres sont essentiellement utilisés pour le suivi de la fatigue musculaire. Le recueil de l'activité EMG en parallèle avec les mesures de force va permettre de rapprocher des données quantitatives d'activité musculaire à des données mécaniques.

### 1.1.6.3. LIMITES METHODOLOGIQUES

Une des raisons principales qui conduit à traiter le signal EMG brut est de le rendre plus propice à la compréhension des caractéristiques structurales et fonctionnelles du système neuromusculaire. L'utilisation et l'interprétation des transformations apportées au signal brut ont souvent prêté à confusion et ont été largement discutées dans la littérature (pour revue voir Farina et al. 2004). En effet, il existe plusieurs limites à l'utilisation de l'EMG de surface. Tout d'abord, étant donné qu'on se trouve à la surface du muscle, le signal recueilli va dépendre du volume conducteur des électrodes et n'est donc représentatif que de ce qui se passe dans une petite partie du muscle et peu être surestimé par l'activité de muscles adjacents (crosstalk). De même, ce signal ne rend compte principalement que de l'activité des fibres superficielles. De plus, ce signal dépend de plusieurs paramètres dont la localisation et l'orientation des électrodes, la distance inter-électrode et l'impédance peau-électrode. L'énergie totale du signal est généralement sous-estimée au niveau des zones d'innervation et tendineuses. La localisation des électrodes a donc une influence significative sur les estimateurs des paramètres EMG. La forme et la taille d'une électrode détermine son volume de détection. La forme, la taille, la distance inter-électrodes et la configuration des électrodes conditionnent donc les propriétés du signal mesuré et les informations que l'on peut en tirer. Par ailleurs, il existe plusieurs sources de bruit ambiant (50 Hz) et bruit des capteurs. Ce dernier est généré à l'interface électrode/peau et influence les propriétés du signal mesuré, particulièrement dans le domaine spectral.

L'EMG de surface est donc une technique permettant de rendre compte du niveau d'activation d'un muscle et qui a l'avantage d'être non-invasive et facile à mettre en œuvre. Néanmoins, il est nécessaire de prendre des précautions quant à l'interprétation des résultats étant donné les nombreux facteurs influençant les mesures.

## 1.2. VOL & FACTEUR DE CHARGE

En aéronautique, le facteur de charge est le rapport entre la charge totale supportée par la structure d'un appareil et le poids réel de cet appareil exprimé en G. En vol, l'avion et donc le pilote sont soumis à des accélérations linéaires et angulaires. La valeur G de l'accélération correspond à l'accélération appliquée par g, où g est la constante gravitationnelle égale à  $9.81 \text{ m.s}^{-2}$ . En vol rectiligne à vitesse constante le facteur de charge est égal à 1 G. Les accélérations (G), selon la loi de Newton, produisent donc des forces inertielles qui dépendent de l'amplitude et de la direction de l'accélération ainsi que de la masse de l'objet accéléré (Figure 18). Lorsque les pilotes sont assis dans l'avion, l'axe x est dirigé antéropostérieurement (poitrine-dos), l'axe y est dirigé latéralement (de gauche à droite) et l'axe Gz est dirigé dans l'axe du corps (tête-pied). Les forces agissant sur la colonne cervicale pendant le vol peuvent être divisées en différentes composantes qui résultent des forces d'accélération et de vibration présentes dans le cockpit (Coakwell et al. 2004).

Les avions de haute performance disponibles de nos jours impliquent de forts facteurs de charge occasionnellement supérieurs à +9 Gz avec des variations temporelles ou 'jolt' allant jusqu'à  $8 \text{ G.s}^{-1}$  (données de l'avion "Rafale"). Si l'on considère que la tête pèse entre 3,5 et 5 kg et le casque entre 1,8 et 2,2 kg, à +9 Gz le poids supporté par la colonne cervicale sera entre 48 et 65 kg en position verticale.

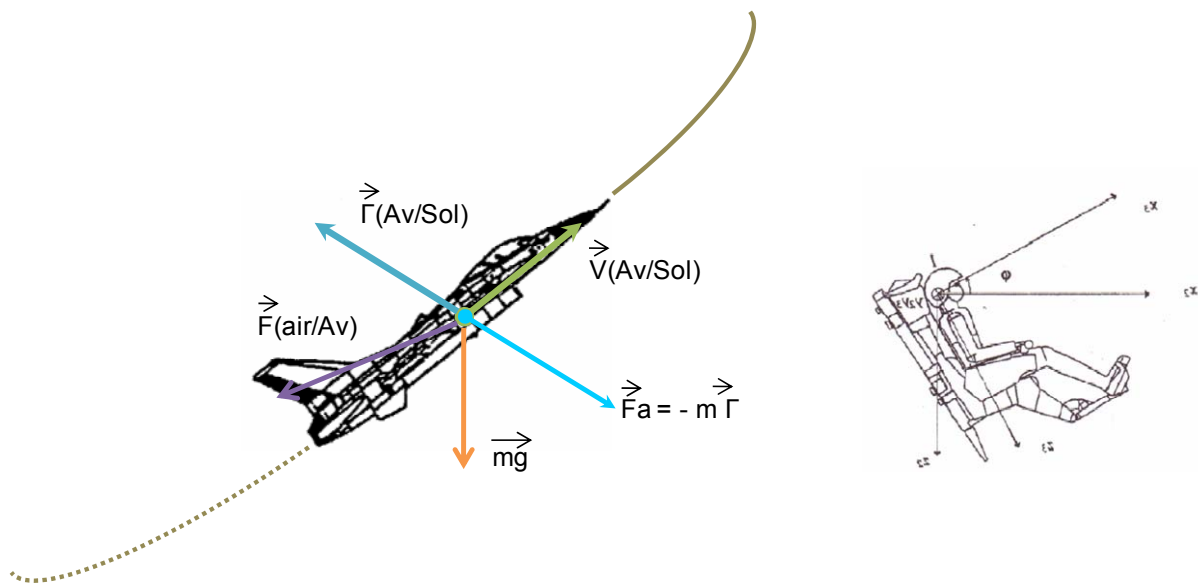


FIGURE 18. Principales forces (F), vitesse (V) et accélération( $\Gamma$ ) agissant sur l'avion en vol (à gauche) et orientation des axes par rapport au pilote (à droite).

---

### 1.3. INFLUENCE DU TYPE DE MISSION ET DU MATERIEL

#### 1.3.1. PERFORMANCES DE L'AVION

---

L'avion de chasse, utilisé en tant que moyen offensif, est devenu une composante essentielle de la stratégie militaire à partir de la seconde guerre mondiale. Tous les conflits survenus depuis ont vu l'aviation militaire jouer un rôle d'autant plus important que les performances des avions ont considérablement augmenté pour assurer leur supériorité sur l'avion adverse. Il s'avère, néanmoins, que les évolutions technologiques des avions de chasse (moteurs, matériaux, technologie embarquée, système de communication et système d'arme) se soient souvent faites au détriment des personnels navigants. En effet, la conception d'avions extrêmement manœuvrables pose le problème de la charge imposée, par les performances de l'avion, au pilote. Afin d'optimiser les limites de tolérance physique du pilote, les sièges des nouveaux avions ont été inclinés de 30° et de nouveaux équipements tels que les combinaisons "anti-G" sont apparus associées à des exercices appelés "manœuvres anti-G" afin de diminuer les troubles cardiovasculaires. Ces aménagements ont permis d'améliorer les conditions de vol des pilotes, mais surtout, de repousser leurs limites de tolérance physiologiques afin de mieux s'adapter aux nouvelles performances des avions de chasse.

#### 1.3.2. MATERIEL EMBARQUE

---

L'évolution du type de mission générée par l'augmentation des possibilités de l'avion, impose aux pilotes l'utilisation de nouveaux matériels engendrant de nouvelles contraintes, tant sur le plan cognitif que biomécanique. En effet, le rôle premier du casque pour les pilotes était une protection contre les chocs principalement à l'éjection. Ce rôle de protection s'est ensuite étendu aux yeux et aux oreilles et au-delà, le casque permet au pilote de communiquer avec le sol ou d'autres appareils. De ce fait, le poids du casque est passé de 0,5 kg à 1,5 kg. De nos jours, le casque est devenu une véritable plateforme technologique sur laquelle viennent se greffer des dispositifs principalement visuels tels que les jumelles de vision nocturne (JVN), des viseurs de casque (VdC) ainsi que différents masques (oxygène, anti-bactériologiques). Cette nouvelle génération de dispositifs, bien que donnant au pilote un avantage tactique évident, augmente le décentrage du centre gravité et la masse totale du casque jusqu'à 2.5 kg. Ce déséquilibre engendre une sollicitation plus importante des muscles du rachis cervical impliqué dans l'ajustement postural du segment tête-cou pour conserver l'horizontalité du regard. L'utilisation de ses dispositifs implique également une mobilisation plus importante de l'ensemble tête-cou du pilote pour balayer l'espace visuel, tâche assurée classiquement par la mobilité des yeux. En effet, les JVN induisent une restriction du champ

visuel de 40°. Dans le cas du viseur de casque, les informations sont directement projetées dans la rétine de l'œil directeur, le pilote doit donc garder les yeux fixes dans l'axe de l'image projetée. Dans le nouveau Rafale, le dispositif visuel intégré dans le casque permet également le pilotage des systèmes d'armes, i.e. le système de visée qui permet au pilote "d'accrocher" l'avion adverse. Ce système n'est alors plus dépendant de l'alignement du nez de l'avion sur l'avion adverse mais simplement de l'alignement de son viseur de casque (sa tête). La figure ci-dessous (Figure 19) présente un exemple de manœuvres de combat aérien sur Rafale où le pilote est équipé d'un viseur de casque. Les courbes représentent la cinématique de la tête imposée par ce dispositif, i.e. suivi de cible et la stabilisation de la tête pour "accrocher la cible" (rose) en fonction de la cinétique de l'avion adverse (bleu).

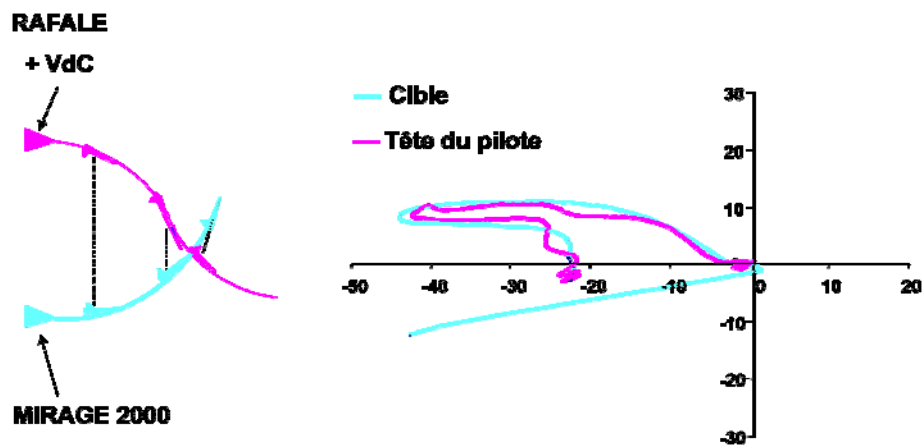


FIGURE 19. Exemple d'ajustement postural du segment tête-cou avec un casque muni d'un viseur (VdC) pour le suivi de cible en vol au cours d'une manœuvre de combat aérien (données Dassault©).

L'augmentation du poids du casque va donc avoir des effets négatifs sur les performances du pilote en favorisant l'apparition de la fatigue musculaire engendrée par la stabilisation et les mouvements de la tête en vol. Ce problème n'a pourtant été que partiellement pris en compte dans le cas spécifique de l'éjection où ce poids supplémentaire vers l'avant induirait un moment de flexion trop important pouvant engendrer des lésions cervicales graves. Aux Etats-Unis, un système a donc été mis en place dans l'avion pour éjecter les JVN du casque avant la "phase canon" (première phase de l'éjection). Cependant, des problèmes persistent liés au port répété de casques intégrant les systèmes visuels supportés de jour comme de nuit quel que soit le vol. En effet, peu d'études se sont intéressées à l'influence de ces dispositifs sur la dynamique globale ou sur les paramètres physiologiques du segment tête-cou. Les recommandations dans ce domaine sont "d'alléger au maximum le poids du casque" sans pour autant donner de valeur limite. Par ailleurs, il reste évident que l'importance de la prise en compte du poids des systèmes visuels ne peut se faire au détriment de son utilisation. Cette remarque souligne l'ambiguïté du problème du poids de ces systèmes.

---

## 1.4. CONTRAINTES MUSCULO-SQUELETTIQUES

### 1.4.1. NIVEAU D'ACTIVITE NEUROMUSCULAIRE EN VOL

---

Les pilotes de chasse sont entraînés à accomplir des opérations de défense aérienne ainsi que des missions de reconnaissance ou d'intervention militaire. Le pilote doit constamment examiner son environnement pour recueillir des informations stratégiques, ce qui implique une bonne vision dans toutes les directions mais également une bonne stabilité de la tête sous facteur de charge. Les vibrations et les accélérations de l'avion sont les deux facteurs principaux de perturbations du maintien postural du segment tête-cou, induisant parfois même des mouvements involontaires de tête. La stabilité de la tête est définie par la capacité du complexe muscle-tendon à absorber les contraintes extérieures et à minimiser les déplacements articulaires excessifs (Radebold et al. 2000). En général, une réponse adéquate à une perturbation requiert non seulement un niveau de force musculaire suffisant mais également des patrons de recrutement appropriés pour assurer la stabilité de l'articulation (Cholewicki et McGill 1996, Panjabi et Patel 2000). Au niveau du RC la spécificité de la commande neuromusculaire de muscles particuliers comme le trapezius superior (TS) et le sternocleidomastoïdeus (SCM) (Vasavada et al. 1998), agissant pour absorber l'énergie, semble être un élément déterminant de la modulation de la raideur et de l'accélération du segment tête-cou en réponse à une perturbation (Tierney et al. 2005).

#### 1.4.1.1. ACTIVITE EMG, ACCELERATIONS ET POSTURE

Les études qui se sont intéressées au rôle et à l'activation des muscles du rachis cervical en vol, i.e. en fonction du mouvement et du facteur de charge, indiquent que ces derniers sont particulièrement sollicités en résistance aux forces d'accélérations pour maintenir la tête en position verticale ou pour effectuer un mouvement (Hamalainen et Vanharanta 1992, Green et Brown 2004). Oska et al. (1996) enregistrent l'activité des muscles du haut du corps en vol au cours de manœuvre de combat aérien (> 4Gz). Ils mettent en évidence une activité moyenne des muscles SCM, dorsaux et abdominaux pendant le vol variant entre 5 et 20% de leur activité maximale enregistrée lors de contractions isométriques maximales volontaires (MVC), la plus grande moyenne étant enregistrée au niveau des muscles du rachis cervical. Ils rapportent également une apparition de pics d'activité EMG en vol supérieurs à 50% de la MVC, principalement pour le SCM et les muscles dorsaux. De même, Hamalainen et al. (1992) montrent une activité des muscles erector spinae (ES) cervicaux entre 7 et 25% de la MVC dans les phases de vol maintenues à +4 Gz, et entre 16 et 112% dans des phases de

vol maintenues à +7 Gz. Pendant ces phases de vol, ces auteurs remarquent également que l'activité basale des ES cervicaux augmente avec l'angle de flexion-extension et de rotation de la tête.

En effet, de même que le facteur de charge, la position de la tête semble être un facteur de contraintes important au niveau du segment tête-cou (Hamalainen et Vanharanta 1992, Green et Brown 2004). Le secteur angulaire le moins visible pour les pilotes est l'arrière de l'avion ("six" position), ceux-ci sont alors contraints de tourner la tête au maximum pour regarder derrière ("check six") et souvent sous accélérations ce qui favorise la survenue des lésions notamment musculaires. Green et Brown (2004) rapportent que la tête du pilote est en moyenne 67% du temps déviée de sa position neutre, et majoritairement dans une position d'extension (30%) ou d'extension + rotation (30%), la rotation pure étant plus rare (8%). De plus, les auteurs remarquent que les pilotes placent leur tête dans des positions d'extension extrêmes à facteur de charge élevé et plus modérées lorsque celui-ci diminue. L'activité musculaire associée à ces mouvements varie entre 40 et 80% de la MVC pour les ES au cours des mouvements d'extension de la tête et entre 30 et 80% de la MVC pour les SCM correspondant aux mouvements de rotation pure et/ou associée à l'extension.

Par ailleurs, les accélérations ne sont pas les seuls facteurs de perturbation en vol, le 'jolt' joue également un rôle important. Une étude en centrifugeuse sur des pilotes de chasse (Maugey 1993) montre qu'en dessous de  $0,5 \text{ Gz.s}^{-1}$ , l'augmentation du 'jolt' induit une augmentation asynchrone de l'activité EMG des muscles SCM, SplCap et TS. Au-delà de  $0,6 \text{ Gz/s}$ , les pilotes ont tendance à activer tous leurs muscles en même temps en réponse à la contrainte. Cet auteur met également en évidence des temps de latence d'environ 2 s entre l'application de la contrainte (accélération) même brutale et la réponse EMG musculaire maximale. Cette réponse varie en fonction des groupes musculaires, elle est inférieure pour les muscles TS, par rapport aux fléchisseurs (SCM) et aux extenseurs (SplCap). Le "jolt" contribue donc également aux niveaux de recrutement élevés des muscles cervicaux en vol et dans la survenue de mouvements involontaires de la tête dus au manque d'anticipation des pilotes et notamment du navigateur qui n'est pas aux commandes.

#### 1.4.1.2. ACTIVITE EMG ET MATERIEL

L'ajout de masse sur le casque déporté vers l'avant va augmenter le bras de levier du casque en flexion au niveau du segment tête-cou. Cette composante va s'ajouter à la charge de travail des muscles postérieurs dans le contrôle des mouvements de tête. Dans leur étude, Hamalainen et al. (1993) expérimentent l'effet du poids du casque sur l'activité des muscles erector spinae cervicaux et concluent que la position de la tête en vol a une influence plus importante que le poids du casque en lui-même sur la contrainte appliquée aux muscles du cou et notamment si la tête est déviée de sa position neutre. En effet, à +7 Gz en position neutre stabilisée l'activité des muscles ES s'élève à 20%



de la MVC pour le casque le plus lourd et 17% de la MVC pour le plus léger, alors qu'elle monte respectivement jusqu'à 73% et 59% de la MVC au cours de mouvements d'extension de la tête à +4 Gz.

Il est clairement établi que le vol sous facteur de charge est une activité sollicitante correspondant à des niveaux de contraction élevés et répétés au cours de l'augmentation du facteur de charge lorsque le pilote doit stabiliser sa tête dans la position désirée. Il est classiquement remarqué que certains pilotes sont amenés à utiliser différentes stratégies de mouvement et de positionnement de tête sous accélération afin de diminuer la charge supportée par le rachis cervical. Certains d'entre eux positionnent leur tête avant d'engager un virage, d'autres se servent de la verrière ou de l'appui-tête comme point d'appui pour tourner la tête lorsque le facteur de charge devient trop élevé (Newman 1997a).

#### 1.4.2. CONTRAINTES OSTEOARTICULAIRES

Les moments d'inertie exercés sur le rachis cervical induisent également des forces importantes sur les vertèbres cervicales (Figure 20). Les forces positives et négatives en x ont pour conséquence des moments d'inclinaison autour de l'axe y (i.e. flexion-extension) et des cisaillements dans le plan transversal (Yoganandan et Pintar 1997). Du fait de la fréquence et de l'intensité des virages et du roulis en vol, des accélérations positives et négatives en Gy apparaissent. Celles-ci induisent des moments d'inclinaison autour de l'axe x (i.e. inclinaison latérale) ainsi que des forces de cisaillement en y, bien qu'aucune étude ne rapporte leurs effets. Ce sont les forces agissant sur l'axe z qui sont les plus délétères pour le rachis cervical. Les forces positives en z agissent en compression sur la colonne vertébrale ainsi qu'en cisaillement à chaque étage cervical de par l'orientation des vertèbres. Les forces de cisaillement sont aussi associées aux mouvements du segment tête-cou (Moroney et al. 1988) et augmentent lorsque les accélérations se produisent simultanément dans plus d'un plan.

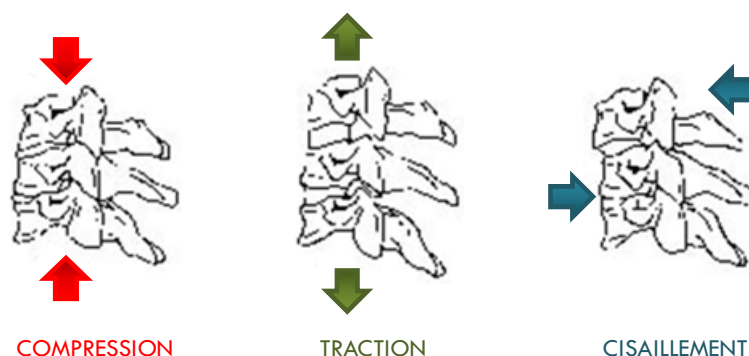


FIGURE 20. Principales contraintes induites par les accélérations sur la colonne cervicale (McElhaney et al. 1983).

Ces forces de cisaillement au niveau du rachis cervical sont contrebalancées par les connections entre les corps vertébraux et l'action des ligaments, des tendons et des muscles. Les lésions au niveau de ces structures peuvent résulter de ces seules forces de cisaillement (Newman 1997b).

Les vibrations, définies comme "toutes les perturbations soutenues, mécaniques et oscillatoires perçues par un sens autre que l'ouïe", peuvent être considérées comme une catégorie spéciale d'accéléérations, dans lesquelles les vecteurs force sont répétitivement et rapidement changeants. Elles mènent donc aussi à des forces de compression, traction et de cisaillement sur la colonne vertébrale. Même si les vibrations sont surtout effectives dans les hélicoptères, comparés aux avions de chasse, l'atténuation de leurs effets semble jouer un rôle important dans la diminution de la prévalence de la chronicité des lésions du rachis cervical chez les pilotes.

L'inclinaison du siège a également un effet sur la distribution des contraintes induites par les accélérations sur la colonne cervicale. Dans l'avion, l'inclinaison légère du siège vers l'arrière (34° dans le Rafale) requiert une flexion supplémentaire d'environ 15° de la tête du pilote pour assurer l'horizontalité du regard. Cette flexion favorise le positionnement de la tête à des amplitudes extrêmes ayant pour conséquence une multiplication de la pression au niveau de C7 – T1 par rapport à une position neutre du segment tête-cou (Harms-Ringdahl et al. 1986). De plus, la flexion du segment tête-cou induit une diminution de la lordose du rachis cervical qui semble jouer un rôle important dans la stabilisation de la tête lorsque la contrainte axiale augmente, et majore les forces de compression sur la colonne vertébrale. Une étude in vivo sur l'homme par reconstruction des vertèbres cervicales à partir de radiologies basse dose 2 dimensions (système EOS®) a montré les répercussions de la modification des caractéristiques inertielles des casques sur la statique cervicale (Bernier-Chavary 2007). Les résultats montrent une modification de cette statique et plus précisément une diminution de la lordose cervicale lorsqu'une masse de 650g est ajoutée sur le devant du casque (poids simulant les JVN).

L'altération de la statique cervicale va donc avoir pour conséquence une augmentation de la pression au niveau des disques cervicaux associée à une sollicitation musculaire accrue. L'ajout de masse sur le casque et la position fléchie de la tête pourrait alors être des facteurs d'aggravation de la survenue des lésions dégénératives chroniques au niveau du rachis cervical.

---

## 1.5. FEMINISATION DU PERSONNEL NAVIGANT

Avec l'arrivée de personnels féminins au sein des escadrons d'avions de chasse, la question a été posée sur leurs capacités à supporter les différentes contraintes liées au vol. Néanmoins, l'effet du genre sur la tolérance aux accélérations n'a été que très partiellement décrit dans la littérature. Les différences entre les hommes et les femmes rapportées dans le domaine aéronautique concernent principalement les tolérances du système cardiovasculaire et du système ostéoarticulaire. Concernant la tolérance aux chocs du système ostéoarticulaire, Pintar et Yoganandan (1998) montrent que la limite de rupture des vertèbres cervicales en compression chez les femmes correspond à 93% de celle des hommes due à leur différence de taille de vertèbres. Une étude similaire portant sur la taille et la densité osseuse des vertèbres lombaires montre que, pour un homme et une femme de même taille, poids, âge et densité osseuse; la surface de section des vertèbres est plus faible de 25% chez les femmes ce qui induirait une augmentation de 39% de la contrainte en compression axiale et inclinaison par rapport à leurs homologues masculins pour des charges identiques (Gilsanz et al. 1994). Indépendamment, ces auteurs ne montrent aucune différence de densité osseuse entre les hommes et les femmes. Il semblerait donc que les femmes aient une capacité moindre à supporter les charges que les hommes, elles vont alors être plus sensibles aux effets des accélérations sur la colonne vertébrale.

Cependant, aucune étude à notre connaissance ne s'est intéressée à l'influence du genre sur la tolérance musculaire du rachis cervical aux accélérations. Bien que l'influence du genre sur les paramètres biomécaniques du segment tête-cou sont pauvres, comme nous le verrons par la suite, il semblerait que la force et le périmètre du cou soient moins importants chez les femmes par rapport aux hommes (Jordan et al. 1999, Vasavada et al. 2001, Suryanarayana et Kumar 2005), associés à un déplacement et une accélération du segment tête-cou supérieure chez les femmes en réponse à l'application d'une force externe (Tierney et al. 2005). Il est alors logique de penser que ces différences peuvent altérer la capacité des femmes à absorber les charges en vol et favoriser la survenue des blessures par rapport à leurs homologues masculins. Des études supplémentaires sont donc nécessaires pour soutenir ces hypothèses.

---

## 1.6. ATTEINTES DEGENERATIVES DE LA FONCTION CERVICALE

Les lésions dégénératives chroniques et/ou aiguës au niveau du rachis cervical sont courantes chez les pilotes d'avion de chasse (Petren-Mallmin et Linder 1999). L'exposition répétée au facteur de charge en +Gz, responsable de l'augmentation des forces de compression axiale sur la colonne cervicale, ainsi que l'asservissement du segment tête-cou lors d'exercices de combat aérien, semblent expliquer la prévalence de telles blessures chez les pilotes de chasse (Andersen 1988). Burns et al. (1996), en comparant les clichés IRM d'une population de sujets sains non-pilotes régulièrement exposée au facteur de charge (centrifugeuse) avec une population de sujets sains contrôles, montrent une prévalence, bien que non-significative, d'anomalies discales chez les sujets exposés au facteur de charge (80%) par rapport au reste de la population (53%). Quelques études, se référant à des données des bases aériennes et/ou sur des questionnaires remis aux pilotes après accident, rapportent que 30% des pilotes de chasse ont souffert de blessures cervicales en vol dans le mois précédant le questionnaire, cette proportion s'élève à environ 50% si l'on considère les 3 derniers mois, et à plus de 90% si l'on prend en compte la carrière du pilote dans son ensemble (Knudson et al. 1988, Yacavone et Bason 1992, Hamalainen et al. 1994a, Kikukawa et al. 1995, Newman 1997b, Albano et Stanford 1998, Petren-Mallmin et Linder 1999). Vanderbeek et al. (1988) montrent que la fréquence et la sévérité des lésions est corrélée avec l'âge du pilote et le type d'avion piloté, dues notamment à l'inclinaison du siège à l'intérieur de l'aéronef. D'autres études (Hamalainen et al. 1994a, Albano et Stanford 1998) trouvent que le nombre d'heures de vol est le facteur le plus discriminant augmentant le risque de lésions de 6.9% toutes les 100 heures.

---

### 1.6.1. LÉSIONS AIGÜES

La classification des lésions du rachis cervical en "aiguës" implique qu'elles soient liées à un événement particulier de courte durée. Ces lésions sont dues à des chocs et ont souvent des conséquences majeures. Une lésion majeure est définie par une atteinte de la structure de la vertèbre cervicale causant des lésions neurologiques (moelle épinière ou racines nerveuses), ou créant un environnement d'instabilité propice à une atteinte potentielle de l'intégrité de la moelle épinière (Cusick et Yoganandan 2002). Chez les pilotes de chasse, la majorité des lésions aiguës en opération surviennent à la suite d'accélération brusques, positives ou négatives, appliquée à la tête qui provoque une translation et/ou une rotation de la tête. De même, une flexion excessive du segment tête-cou aggravée par le poids de l'ensemble "tête + casque", notamment lors d'une éjection, provoque une compression brutale du rachis cervical qui peut être la cause d'un traumatisme. Les lésions de ce type apparaissent majoritairement aux niveaux C5, C6 et C7 et se

traduisent principalement par des fractures et/ou des dislocations du corps vertébral (Andersen 1988, Schall 1989, Kazarian et al. 1979) et des hernies discales avec une protusion du noyau des disques C5-C6 ou C6-C7 (Schall 1989, Hamalainen et al. 1994b). D'autres lésions moins sévères ont également été rapportées touchant les ligaments inter-épineux en C5-C6 et C6-C7 et les muscles du rachis cervical (Andersen 1988). La plupart des lésions aiguës ont été signalées chez des pilotes ayant dû s'éjecter. Néanmoins, ce type de choc lié à l'éjection reste exceptionnel dans la carrière d'un pilote, par exemple sur notre population de 20 pilotes d'essais, âgés de 34 à 50 ans, seuls 2 d'entre eux s'étaient déjà éjectés au cours de leur carrière.

### 1.6.2. LESIONS CHRONIQUES

---

Il est difficile de déterminer les causes exactes des dégénérescences observées chez les pilotes de chasse étant donné qu'ils ne sont pas soumis à des examens radiologiques réguliers. A partir de questionnaires envoyés aux pilotes concernant les douleurs cervicales relatives aux vols à fort facteur de charge (type combat aérien), certains auteurs ont rapporté une majorité de dysfonctions de type contractures ou simplement des douleurs musculaires qui disparaissent au bout de quelques heures voire quelques jours (Yacavone et Bason 1992, Kikukawa et al. 1995). Il a été suggéré que la répétition de microtraumatismes, touchant les tissus mous du rachis cervical, altérerait leur capacité à exercer leur rôle de maintien et de protection de la colonne cervicale exposant les pilotes à des lésions cervicales plus fréquentes et plus graves (Coakwell et al. 2004). Il n'existe pas de définition universelle pour distinguer une lésion mineure d'une lésion majeure au niveau du rachis cervical. Les lésions mineures du rachis cervical sont essentiellement celles où il n'y a pas de fracture ou celles où les fractures n'apparaissent pas franchement. Par défaut, ces lésions sont classées en "lésions des tissus mous", ce terme implique que les os ne sont pas atteints et que les structures atteintes sont soit les muscles, soit les ligaments (Bogduk et Yoganandan 2001).

La majorité des lésions dégénératives chroniques apparaissent au niveau du rachis cervical inférieur entre C3 et C7 et plus particulièrement sur les disques entre C4-C5 et C5-C6. Ces vertèbres cervicales étant reconnues comme les plus mobiles, si la contrainte augmente elles vont être sensibles à la déformation et au désalignement et donc au risque traumatique. L'analyse morphologique par radiographies de rachis cervical de pilotes "sains" réalisées à 2 ans d'intervalle montrent une augmentation significative des ostéophytes autour des vertèbres C5 et C6 et un écrasement des disques en C4-C5 et C5-C6 (Hendriksen et Holewijn 1999). En comparant les clichés IRM de deux groupes de pilotes asymptomatiques l'un expérimenté, l'autre moins et d'un groupe de sujets non-pilotes, Petrin-Mallmin et Linder (1999) révèlent une importante proportion de formation

ostéophytaires, de protusion discale, de hernie et de compression du canal rachidien à plusieurs niveaux de la colonne cervicale sur les clichés des pilotes expérimentés par rapport aux autres sujets. Le même constat est fait par Hamalainen et al. (1993a) qui observent une forte occurrence à des degrés de dégénérescence plus élevée des disques cervicaux, notamment C3 et C4, chez les pilotes par rapport aux contrôles cervicalgiques d'âge et d'histoire identiques (i.e. douleurs dans les 12 mois).

L'étude prospective sur les douleurs cervicales à partir de questionnaires suite à la campagne d'essai d'un prototype casque avec viseur intégré en vol sur Mirage 2000 et Rafale ayant initiée ce travail de thèse, révèle que 65% des pilotes ont ressenti des douleurs au niveau du rachis cervical en vol avec pour 73% d'entre eux des irradiations dans le dos, les épaules ou les bras. Chaque pilote a réalisé, en moyenne, 17 vols avec ce casque (de 3 à 40h cumulées), rapportant une intensité de douleurs en moyenne de 4,4 (allant de 2 à 6) mesurée sur une échelle de 0 (pas de douleur) à 6 (douleur très violente), avec un effet cumulatif des vols sur la survenue des douleurs (7ème heures de vol). Les données des questionnaires montrent également une persistance des symptômes pour 71% des pilotes juste après les vols (demi-journée) et pendant plusieurs mois (3 mois en moyenne) avec une intensité moyenne de 3.1 (de 1 à 5). De plus, ceux-ci rapportent à 59% un impact de ces douleurs sur leur efficacité opérationnelle et de façon importante (arrêt des manœuvres) pour 41% d'entre eux. Il paraît alors important de mieux appréhender les conséquences de ces nouveaux matériels sur le comportement biomécanique du rachis cervical, et de quantifier les risques physiologiques associés. Ceci est d'autant plus vrai si l'on s'intéresse à l'influence de la féminisation du personnel navigant au sein des escadrons de chasse.

## 2. ANALYSE CINEMATIQUE 3D DU SEGMENT TETE-COU

---

### 2.1. DISPOSITIFS DE MESURE

De nombreux auteurs ont étudié la physiologie articulaire du rachis cervical par des mesures *in vitro* et *in vivo* à l'aide de diverses méthodologies (Kapandji 1996, Dvir et Prushansky 2000, Ishii et al 2004a, 2004b, 2006, Lee et al. 2004). On constate une grande disparité des résultats publiés due tant à l'importance des variations interindividuelles qu'à l'imprécision des moyens de mesures et à la variabilité des protocoles d'analyses ou d'interprétation. Il est en effet difficile d'évaluer la mobilité stricte du rachis cervical, car lors d'un mouvement volontaire de la tête, le mouvement concerne non seulement la tête, le rachis cervical mais également le rachis dorsal supérieur de manière automatique.

Les études sur des sujets post-mortem sont intéressantes pour décrire la géométrie des segments et établir la façon dont ils doivent être étudiés et mesurés *in vivo*. En revanche, elles sont relativement artificielles et ne reflètent que partiellement la cinématique des articulations ne prenant pas en compte l'influence des structures "vivantes", en particulier des muscles. Depuis les années 90 et la conception d'instruments de mesures validés ou en cours d'évaluation, des méthodes précises mesurant les mouvements du rachis cervical dans son ensemble ou de façon segmentaire ont été rapportées dans la littérature. Ces études utilisent la cinéradiologie (Van Mameren et al. 1990), les rayons X biplanaires (Mimura et al. 1989), et le scanner (« CT scan ») (Dvorak et al. 1987, Penning et Wilmink 1987) pour étudier la cinématique des différentes vertèbres cervicale au cours des mouvements.

Plus récemment, des appareils non invasifs d'analyse du mouvement en 3 dimensions sont apparus, permettant une évaluation des amplitudes actives ou passives du rachis cervical à l'aide d'électrogoniomètres (Feipel et al. 1999), de réflecteurs lumineux (système Elite©, (Ferrario et al. 2002) ou d'ultra-sons (système Zebris©, Dvir et Prushansky 2000). Dvir et Prushansky (2000) sont les premiers à utiliser et valider le système Zebris© pour étudier la mobilité du segment tête cou. Cet outil de mesure cinématique présente notamment l'avantage d'être rapide à mettre en œuvre.

---

## 2.2. MOUVEMENTS PRINCIPAL ET COUPLES GLOBAUX

Le comportement cinématique du segment tête-cou résulte de la combinaison des mouvements des unités fonctionnelles rachidiennes, entre l'occiput (C0) et la quatrième dorsale D4 (Boyle et al. 1997), soit 11 segments inter-vertébraux probablement sous la dépendance de certains muscles s'insérant entre le crâne et les premières vertèbres dorsales (i.e. Splenius capitis, Semispinalis capitis). Comme la Figure 21 le montre, lors d'un mouvement de flexion-extension, les mouvements couplés sont négligeables selon la plupart des auteurs bien que quelques différences aient été observées dans certaines conditions expérimentales. En revanche, en sollicitation d'inclinaison latérale on voit systématiquement apparaître un couplage en rotation axiale généralement du même côté (ipsilatérale). Inversement, une rotation axiale principale s'accompagne toujours d'un couplage en inclinaison latérale, classiquement ipsilatérale (Bogduk et Mercer 2000). Néanmoins, certains travaux remettent en cause le caractère stéréotypé des mouvements couplés lors de mouvement de rotation axiale qui impliquerait entre autre une orientation uniforme et symétrique des surfaces articulaires postérieures (Edmondston et al. 2005). Les mouvements principaux du segment tête-cou sont basés sur la motricité volontaire. Les mouvements couplés associés au mouvement principal sont en général soumis à une motricité involontaire, et sont dépendants des spécificités anatomiques et fonctionnelles que l'on vient de décrire.

Les méthodes cinématiques 3D actuelles applicables en milieu clinique fournissent uniquement des amplitudes globales c'est-à-dire résultant de l'interaction des mouvements des UFR comprises entre C0 à D4 (Boyle et al. 1997). La plupart des études indiquent une très grande variabilité en termes d'amplitude des mouvements d'inclinaison couplée à la rotation active (Trott et al. 1996, Malmstrom et al. 2006) mais confirment néanmoins le comportement mécanique du segment cervical précédemment décrit (rotation et inclinaison ipsilatérale). A l'inverse, certains résultats ne confirment que partiellement ce stéréotype ipsilatéral, indiquant qu'un tiers des sujets réalisaient une rotation active du segment tête-cou associée à une inclinaison controlatérale (Edmondston et al. 2005).

L'interaction des mouvements des 11 UFR peut sans doute expliquer du moins partiellement la variabilité interindividuelle des amplitudes et directions des mouvements couplés constatée dans la littérature (Trott et al. 1996, Castro et al. 2000, Edmondston et al. 2005, Malmstrom et al. 2006, Demaille-Wlodyka et al. 2007). Enfin, les autres degrés de liberté (translation) ne sont pas extractibles avec cette méthodologie globale. Ces amplitudes ne sont pas pour autant négligeables notamment pour la jonction atlanto-axiale qui peut atteindre respectivement pour la rotation et l'inclinaison latérale de la tête entre 3 et 7 mm dans la même direction que le mouvement principal (Ishii et al. 2004a,b).



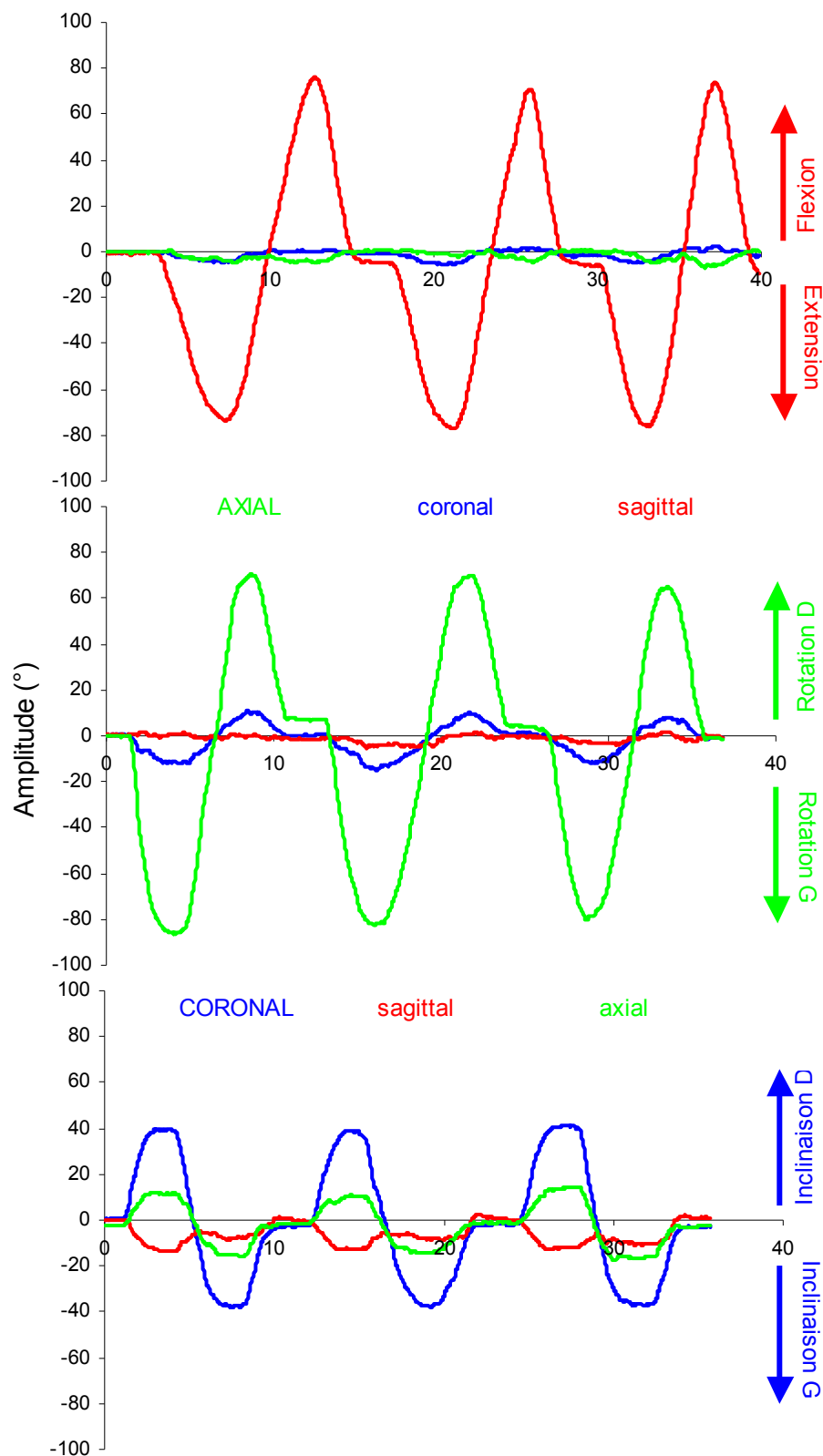


FIGURE 21. Exemple de mouvement principal (en capitale) et couplés (en minuscule) du segment tête-cou dans le plan sagittal, coronal et axial d'un sujet sédentaire sain. Les directions fléchées pour chaque MP dans un plan donné sont valables pour les MC dans les autres plans. On constate ainsi une rotation droite couplée à une inclinaison ipsilatérale de même qu'une inclinaison gauche associée à une rotation ipsilatérale (graphiques du bas). Valeurs en degrés.

Un des principaux inconvénients de l'évaluation de la mobilité in vivo est la définition de la position de référence. Classiquement définie comme la position anatomique de référence, pourtant aucun consensus n'existe actuellement sur la façon de la contrôler voire de la définir d'un point de vue opérationnel. Dans la plupart des études, les sujets doivent adopter une position neutre choisie par leur soin qu'ils doivent conserver tout au long de l'expérimentation comme référence initiale (Castro et al. 2000, Armstrong et al. 2005, Demaille-Wlodyka et al. 2007). Seuls quelques auteurs ajustent cette position en utilisant des repères anatomiques ou un référentiel externe (niveau à bulle, (McClure et al. 1998, Ordway et al. 1997) voire un inclinomètre (Youdas et al. 1992). A ce jour, peu de travaux ont examiné la reproductibilité de la position neutre et rapportent des résultats contradictoires (bonne vs. mauvaise reproductibilité; Christensen et al. 1999, Zachman et al. 1989). Certains auteurs préconisent même d'estimer cette variabilité à se repositionner en position neutre comme un indicateur de l'état proprioceptif du rachis cervical (Loudon et al. 1997). Ce biais expérimental peut expliquer la variabilité des résultats lorsque les amplitudes tiennent compte de la direction du mouvement (droite vs. gauche, avant vs. arrière). Walmsley et al. (1996) et plus récemment Edmondston et al. (2005) ont montré que la position initiale de la jonction crânio-cervicale (crâne - C1/C2) avait une influence considérable sur la mobilité 3D du segment tête-cou lors de rotation ou d'inclinaison latérale actives. Par exemple, une position préalable de protraction ou de rétraction de la tête - correspondant respectivement à une avancée ou un recul maximal du menton, le regard horizontal - diminue l'amplitude des mouvements principaux dans tous les plans et modifie quantitativement et qualitativement le comportement des mouvements couplés (Walmsley et al. 1996, Edmondston et al. 2005). Toutefois, contrairement à la plupart des autres méthodes, les mouvements enregistrés ne dépendent pas du positionnement des capteurs mais plutôt d'un système de coordonnées issues de repères anatomiques bien établis, et de fait ne sont pas influencés par la posture du sujet.

---

## 2.3. MODIFICATIONS DE LA MOBILITE ACTIVE

### 2.3.1. AGE ET GENRE

---

Les résultats de la littérature montrent que le niveau de mobilité du rachis cervical décroît de manière significative avec l'âge et qu'il y a un effet sexe dans le plan sagittal (flexion extension) et dans le plan coronal (inclinaison latérale) avec des amplitudes de mouvements supérieures chez les femmes par rapport aux hommes. Il n'y a pas d'effet sexe pour les rotations axiales. Wlodyka-Demaille et al. (2007) montrent, sur une population de 232 sujets testés avec le système Zebris®, une altération des amplitudes de mouvements avec l'âge indépendante du sexe. De plus, les différences d'amplitude de mouvement semblent liées aux paramètres morphologiques des sujets (Trott et al. 1996, Feipel et al. 1999, Castro et al. 2000, Malmstrom et al. 2006). Feipel et al. (1999) sur 250 sujets (14 à 70 ans) ont montré une diminution significative des amplitudes actives à l'aide d'un électrogoniomètre (CA 6000 Spine Motion Analyzer) dans les 3 plans des mouvements principaux mais pas des mouvements couplés. Trott et al. (1996) sur 120 sujets (20 à 59 ans) utilisant un appareil électromagnétique (Fastrak) indiquent en revanche une diminution des mouvements couplés avec l'âge mais pas de la direction. Récemment, Malmstrom et al. (2006) sur 120 sujets (20 à 89 ans) montrent que l'âge a un effet significatif sur les amplitudes des mouvements principaux excepté en flexion (Tableau 5) qui diminue entre 5.9 et 3.3° par décade mais également sur celles des mouvements couplés (Tableau 6) notamment lors de la rotation et l'inclinaison latérale du segment tête-cou. Par exemple, lors de la rotation droite, l'amplitude du mouvement d'inclinaison couplée diminue avec l'âge et devient contralatérale pour les plus âgés (70-79 ans). Wlodyka-Demaille et al. (2007) rapportent que la capacité à se repositionner n'est cependant pas altérée avec l'âge.

TABLEAU 5. Principaux résultats sur les niveaux d'amplitudes du rachis cervical mesuré à l'aide du système Zebris®.

AUTEURS	SUJETS	AGE (ANNEE)	AMPLITUDES (± SD) (°)						PROTOCOLE
Dvir et Prushansky 2000	22 F 3 H	26 - 48	F : 60 (13) E : 62 (19) ILD : 42 (11) ILG : 41 (9) RD : 68 (8) RG : 75 (9)						3 répétitions avec repos
William et al. 2000	86 F 71 H	20 - 29 30 - 39 40 - 49 50 - 59 60 - 69 70 - 79 > 80	Femmes			Hommes			Mesures d'amplitudes totales
			F+E	IL	R	F+E	IL	R	
			152	160	89	149	161	92	
			141	150	86	135	155	88	
			125	142	77	129	141	74	
			124	139	69	116	145	70	
			117	126	68	109	136	65	
			121	134	70	102	121	47	
			98	113	50				
Lee et al. 2003	9 F 11 H	18 - 30	F : 53 E : 75 ILD : 38 ILG : 39 RD : 65 RG : 63						
Wang et al 2004	40 40	20 - 30	F	E	ILD	ILG	RD	RG	5 répétitions avec repos
		40 - 65	75	53	39	38	63	65	
Strimpakos et al. 2005	18 F 17 H	19 - 63	F+E : 149 IL : 106 R : 172						3 répétitions F+repos+E ILD+repos+ILG RG+repos+RD
Malmström et al. 2006	60 F 60 H	20 - 29	F	E	ILD	ILG	RD	RG	4 répétitions avec recherche de positions maximales
		30 - 39	71	74	47	47	79	81	
		40 - 49	72	67	40	43	78	77	
		50 - 59	69	60	37	38	74	74	
		60 - 69	69	58	38	40	74	75	
		70 - 79	66	49	33	31	65	68	
Malmström et al. 2006	60 F 60 H	20 - 29	64	38	26	28	63	59	4 répétitions avec recherche de positions maximales
		30 - 39							
		40 - 49							
		50 - 59							
		60 - 69							
		70 - 79							

TABLEAU 6. Principaux résultats selon Malmström et al. (2006) sur les amplitudes des mouvements couplés en fonction du mouvement principal et de l'âge (rose = femme, bleu = homme, blanc = commun). Mesures réalisées à l'aide du système Zebris® et exprimées en degré.

MOUVEMENT PRINCIPAL	MOUVEMENTS COUPLES	ÂGE					
		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79
Flexion	Rotation	-0,6	-1,2	-1,6	-1,4	-0,7	-1,0
	IL	-0,6	0,2	0,3	-0,9	-0,5	2,5
Extension	Rotation	1,7	0,9	1,6	0,4	-0,3	1,7
	IL	-0,3	-1,3	1,2	0,9	1,4	-1,4
Rotation droite	F – E	-4,3	-4,0	-6,5	-4,9	-1,8	-4,5
	IL	6,2	6,8	5,5	0,3	5,1	-8,7
Rotation gauche	F – E	8,3	6,2	6,2	7,9	8,1	-0,5
	IL	-0,8	-2,7	-3,3	-3,8	-0,8	-4,4
Inclinaison latérale droite	F – E	-11,6	-8,3	-7,9	-7,4	-7,1	7,0
	IL	-9,1	-12,7	-10,5	-7,2	-9,3	-3,2
Inclinaison latérale gauche	F – E	2,9	3,2	6,1	5,6	4,5	-3,2
	Rotation	2,4	5,0	3,2	4,1	6,4	12,6
Inclinaison latérale gauche	F – E	2,6	1,1	4,3	4,6	3,5	-7,2
	Rotation	-4,8	-5,3	-2,1	-5,4	-14,0	-9,1

### 2.3.2. ENTRAÎNEMENT PHYSIQUE

---

Il n'existe que très peu d'étude concernant l'effet de l'entraînement sur la cinématique cervicale. Nyland et Johnson (2004) montrent des amplitudes cervicales plus importantes dans les 3 plans chez les joueurs de football américain par rapport à des sujets contrôles actifs (Nyland et Johnson 2004). A l'opposé, Lark et McCarthy (2007) rapportent une limitation de l'amplitude des mouvements principalement en extension chez les joueurs de 1<sup>ère</sup> ligne, par rapport à une population contrôle, corrélée à l'antériorité de la pratique du rugby. De plus, il semblerait que les rugbymen présentent une altération du sens de repositionnement. Ces résultats sont comparables à ceux rapporté chez des patients cervicalgiques ce qui tendrait à montrer soit que la pratique du rugby induit le même type d'instabilité au niveau du rachis cervical, soit que les rugbymen testés sont cervicalgiques (Lark et McCarthy 2007). De même, il existe deux études contradictoires sur l'amplitude des mouvements d'une population de pilotes de chasse. Alricsson et al. (2001) montrent des amplitudes de mouvement dans les trois plans moins importantes par rapport à des sujets contrôles non-pilotes, alors que dans leur étude Burnett et al. (2004) ne trouvent pas de différence significative entre pilotes et non-pilotes. Ces auteurs montrent également qu'un entraînement de 8 mois au vol (+4 Gz) de pilotes novices ne modifie pas les amplitudes des mouvements 3D (Burnett et al. 2004).

### 2.3.3. PATHOLOGIE

---

La mesure de la mobilité cervicale est un élément important de l'évaluation du patient cervicalgique, faite par les praticiens (Dvorak et al. 1992), bien que des variations normales de l'amplitude des mouvements aient été montrées *in vivo* (Christensen et Nilsson 1998, Bogduk et Mercer 2000) et *in vitro* (Panjabi et al. 2001) comme le reflet de la diversité de comportement des individus.

Les patients atteints de dysfonctionnements au niveau cervical présentent un tableau clinique avec une limitation d'amplitude articulaire active et passive (Dvorak et al. 1993, Dall'Alba et al. 2001, Ylinen et al. 2003), des mouvements irréguliers et plus lents. Chez les sujets cervicalgiques, le nombre de répétitions actives semble influencer les amplitudes articulaires par rapport aux sujets sains, de même, la vitesse et l'harmonie du mouvement (dérivée de l'accélération : "jeark") semblent être diminuées (Sjolander et al. 2006). Plusieurs travaux ont objectivé certaines de ces caractéristiques à l'aide de méthodes d'évaluation tridimensionnelle (Revel et al. 1991, Dvir et Prushansky 2000, Sjolander et al. 2006, Demaille-Wlodyka et al. 2007). Celles-ci ont également permis de montrer que les patients souffrant de douleurs chroniques notamment suite à un 'whiplash' (cou du lapin), présentaient également des altérations du système de control postural. Cela inclue une altération du sens de repositionnement de la tête, une altération du contrôle du

mouvement des yeux, ainsi qu'une altération de la balance posturale à la station debout (Treleaven et al. 2006).

D'autres auteurs montrent des modifications de l'amplitude des mouvements couplés entre des sujets symptomatiques et asymptomatiques (Dall'Alba et al. 2001, Jordan et al. 2003). Dall'Alba et al. (2001) présentent des différences en termes d'amplitude et de direction des mouvements couplés chez des sujets WAD (Whiplash Associated Disorders) comparativement à des sujets asymptomatiques. De même, Jordan et al. (2003), ont également mis en évidence un comportement cinématique particulier chez des sujets présentant une spondylarthrite ankylosante, pathologie reconnue pour provoquer une réduction d'amplitude articulaire due à de véritables fusions articulaires (Reiter et Boden 1998). Récemment, McNair et al. (2007) en utilisant un outil d'analyse cinématique 3D (Zebris®) identique à celui utilisé dans le cadre de notre étude, ont récemment évalué les effets de mobilisations cervicales sur les amplitudes actives d'un sujet présentant une cervicalgie aiguë. Ils reportent une augmentation de l'amplitude des mouvements principaux et couplés après mobilisation. De plus, ils observent un retour à une cinétique normale c'est-à-dire symétrique et harmonieuse des mouvements associés notamment en inclinaison lors de rotation du segment tête-cou.

Toutefois, à l'heure actuelle, il n'existe pas de catégorisation des comportements cinématiques spécifiques aux différentes pathologies cervicales. La diminution des amplitudes de mouvement observée n'est pas systématique et est très variable d'un individu à l'autre. La complexité de la cinématique articulaire du segment contenant 11 UFR et le rôle probablement déterminant de certains muscles s'insérant entre le crâne et les premières vertèbres dorsales (i.e. Splenius capitis, Semispinalis capitis) n'a pas à notre connaissance fait l'objet d'expérimentations.

D'autres études s'avèrent nécessaires afin d'établir la signification clinique des asymétries dans amplitudes des MP, des mouvements couplés afin de les appliquer dans un contexte clinique notamment. Des expérimentations combinant des analyses cinématique et électromyographique du rachis cervical et les caractéristiques anatomiques (orientation des apophyses articulaires postérieures, rôle des uncus, etc) des vertèbres concernées lors de mouvement du segment tête-cou pourraient contribuer à une meilleure compréhension des mécanismes responsables du comportement cinématique du segment tête-cou.

### 3. CAPACITE DE PRODUCTION DE FORCE DU SEGMENT TETE-COU

---

#### 3.1. RELATION COUPLE-ANGLE DU RACHIS CERVICAL

---

##### 3.1.1. ERGOMETRIE

---

Le besoin de développer des méthodes objectives pour déterminer la force musculaire est une grande préoccupation dans le domaine de la biomécanique, de la physiologie et de la réadaptation. Des techniques d'évaluation fiables et reproductibles sont indispensables à l'interprétation et la comparaison des mesures. Les dispositifs ergométriques permettent d'imposer une consigne mécanique au segment osseux mobilisé et d'observer l'évolution de la variable mécanique (force, vitesse ou angle) mesurée. Dans tous les cas, la posture générale du sujet doit pouvoir être fixée en ne laissant s'effectuer que le mouvement testé qui doit pouvoir être reproduit facilement et aussi exactement que possible au cours des différents examens (Goubel et Lensele-Corbeil 2003). De nombreux ergomètres complets et adaptables ont été développés et commercialisés (Cybex, Biodex, Contrex...) permettant d'effectuer des mesures standardisées au niveau des articulations des membres inférieurs et supérieurs ainsi qu'au niveau du rachis lombaire.

Concernant le rachis cervical, il n'existe pas de dispositif commercialisé d'acquisition des couples de force en statique et en dynamique, probablement dû à la complexité de cette articulation comme nous l'avons vu précédemment mais aussi dû à sa fragilité. De ce fait, les études qui se sont intéressées au segment tête-cou ont dû concevoir un outil d'évaluation de la capacité de production de force des muscles du RC. Il existe donc pratiquement autant de dispositifs que d'études ce qui rend la comparaison des résultats difficiles et aboutit à un manque de consensus entre les différentes équipes (Tableau 7).

Des études (Vasavada et al. 1998, Choi et Vanderby 2000) font également appel à la modélisation pour estimer les forces développées par les différents muscles du rachis cervical. En se basant sur les résultats de Kameybayashi et Richmond (1998) sur les cadavres, Vasavada et al. (1998) ont développé un modèle RC qui permet de calculer la capacité de génération de force des muscles individuellement dans les 3 plans à partir des longueurs de bras de levier musculaire en fonction de l'angle. Cependant, ce modèle est limité par l'absence d'action des muscles antagonistes. A l'inverse, le modèle prédictif de Choi et Vanderby (2000) s'appuie sur les données EMG des sujets pour estimer les couples de force développés par les muscles du RC. Leur modèle prend en compte l'action des muscles antagonistes mais se limite aux muscles accessibles par électromyographie non invasive (Choi et Vanderby 2000).

TABLEAU 7. Récapitulatif des principaux dispositifs utilisés dans la littérature pour mesurer les forces du rachis cervical dans les différents plans. EXT: extension, FLEX: flexion, IL: inclinaison latérale, RA: rotation axiale. N: newton, m: mètre.

AUTEURS	TECHNIQUE	AXE	UNITES	POSITION	REPRO	FUNCTION
Harms-Ringdahl et Shüldt (1998)	capteur de force	C7-T1 mastoïde	N.m	assis	non	EXT
Moroney et al. (1988)		C4-C5				EXT FLEX
Leggett et al. (1991)	MedX	Thyroïde	N.m	assis	oui	EXT
Mayoux-Benhamou et Revel (1993)	capteur de force	C7-T1	N	assis	non	EXT
Queisser et al. (1994)	plateforme de force	C7-T1	N.m	allongé	non	EXT
Ylinen et Ruuska (1994)	Capteur de force		N	debout	oui	FLEX EXT
Staudte et Dühr (1994)	Dynamomètre à main		N	allongé	oui	EXT
Berg et al. (1994)	jauge de contrainte	C7-T1 Colonne vertébrale	N.m	assis	non	EXT FLEX RA
Jordan et al. (1999)	Neck exercise unit	C7-T1	N.m	assis	oui	EXT FLEX
Kumar et al. (2001)	Strength testing setup	C7-T1	N	assis	oui	EXT FLEX IL
Vasavada et al. (2001)	Capteur de force (ATI industrial automation)	C7-T1 C4 mastoïde	N.m	assis	non	EXT FLEX IL RA
Portero et al. (2001)	dynamomètre isocinétique (Cybex)	C7-T1	N.m	assis	oui	IL
Garces et al. (2002)	Kin-Com dynamomètre		N.m	assis	oui	EXT FLEX
Chiu et Sing (2002)	Multi Cervical Rehabilitation Unit (MCU)		N	assis	oui	EXT FLEX IL
Seng et al. (2002)	dynamomètre isocinétique (Biodex)		N.m	assis	oui	EXT FLEX
Gabriel et al. (2004)	JR3 universal force/moment sensor system		N	assis	non	EXT FLEX IL
Strimpakos et al. (2004)	Isomyometer (capteur de force)	canal auditif	N N.m	debout assis	oui	EXT FLEX IL RA
Ylinen et al. (2004)	Capteur de force	canal oculaire	N N.m	assis	oui	EXT FLEX RA
O'Leary et al. (2005)	dynamomètre CCF (craniocervical flexion)	0-C1	N.m	allongé	oui	FLEX
Netto et Burnett (2006)	dynamomètre isocinetique (Cybex) capteur de force	C4-C5	N.m	assis	oui	EXT FLEX IL
Lecompte et al. (2007)	Dynamomètre isocinétique (Biodex)	C7-T1	N.m	assis	oui	EXT FLEX IL
Vasavada et al. (2007)	Dynamomètre à main		N	allongé	non	FLEX EXT



La relation couple angle a été décrite le plus souvent au niveau de l'articulation du coude en flexion. Les courbes obtenues présentent généralement une allure parabolique avec un angle optimal de production de couple de force ( $\approx 90^\circ$ ). Bien que cette relation soit fonction de l'articulation et du sujet, il apparaîtrait néanmoins que le couple maximum varie beaucoup moins lorsque les muscles sont étirés. Les études menées sur le rachis cervical sont nettement moins nombreuses et contradictoires quand à la position favorisant un couple de force maximal chez des sujets sédentaires d'autant plus qu'on observe une grande variabilité inter-sujet (Figure 22). De plus, très peu d'études jusqu'ici, ont explorées la relation couple-angle du rachis cervical dans sa globalité quel que soit le plan (Vasavada, et al. 1998, Jordan et al. 1999, Chiu et Sing 2002, Garces et al. 2002).

### 3.1.2. PLAN SAGITTAL

---

La fonction de flexion/extension est la plus couramment étudiée dans la littérature (Tableau 8). A partir de leur modèle, Vasavada et al. (1998) montrent les variations de couple de force du rachis cervical dans les 3 plans dues aux variations de la longueur du bras de levier musculaire en fonction de l'angle. Ils décrivent une relation couple-angle "classique" de type parabolique en extension avec une diminution de la capacité des muscles extenseurs du cou à générer un couple de force en positions de flexion et d'extension, principalement lorsque le segment tête-cou est étendu à un angle supérieur à  $20^\circ$ . Pour les positions d'extension, ces résultats sont en accord avec ceux rapportés par certains auteurs (Leggett et al. 1991, Mayoux-Benhamou et Revel 1993, Garces et al. 2002, Highland et al. 2002, Suryanarayana et Kumar 2005) et en contradiction avec d'autres qui montrent une augmentation de la force en extension avec l'extension de la tête chez les hommes (Jordan et al. 1999, Seng et al. 2002). En position de flexion de la tête, quelques auteurs décrivent une augmentation de la force en extension (Harms-Ringdahl et al. 1986, Leggett et al. 1991, Pollock et al. 1993, Seng et al. 2002), alors que dans leur étude Jordan et al. (1999) ne montrent aucune différence de force significative dans un secteur angulaire de  $15^\circ$  de flexion.

Concernant la flexion du segment tête-cou, les résultats sont plus controversés. Certains auteurs (Vasavada et al. 1998, Seng et al. 2002) rapportent une baisse de force significative en position d'extension chez les hommes. En position de flexion de la tête, Vasavada et al. (1998) décrivent une augmentation de la capacité des fléchisseurs du rachis cervical à générer un couple de force probablement due à l'avantage mécanique du bras de levier du muscle du SCM (Jordan et al. 1999, Chiu et Sing 2002). A contrario, d'autres auteurs (Garces et al. 2002, Suryanarayana et Kumar 2005) montrent une tendance opposée aussi bien chez les hommes que chez les femmes. Par ailleurs, Seng et al. (2002) décrivent un plateau de force entre  $0^\circ$  et  $20^\circ$  de flexion chez les hommes.

Tableau 8. Principaux résultats de force rapportés dans la littérature sur sujets sains (moyenne  $\pm$  EC). FLEX : flexion, EXT : extension, IL : inclinaison latérale, RA : rotation axiale

AUTEURS	TECHNIQUE	résol.	pos.	Nbre	genre	AGE	TAILLE	POIDS	EMG	FONCTION	position	UNITE	FLEX / DROITE	EXT / GAUCHE
Harms-Ringdahl et Shüldt 1988	capteur de force	C7-T1 mastoid		10	F	25.6 21-32	169 161-179	59 52.5-72.5	non	EXT			29,3	11.6
Moroney et al. 1988		C4-C5		4	F	26 $\pm$ 6.1	163.8 $\pm$ 7.9	51.9 $\pm$ 4.5	SCM, TS, SplCap à C4	FLEX/EXT	neutre	Nm	10.4 $\pm$ 6.3	25.9 $\pm$ 13.4
				10	H	30.6 $\pm$ 12.1	177 $\pm$ 8.9	69 $\pm$ 11.2		IL			12.8 $\pm$ 7.3	
										RA			8.5 $\pm$ 3.1	
Mayoux-Benhamou et al. 1989	capteur de force			9	F				non	EXT	neutre	N		215
				7	H									
Leggett et al. 1991	MedX	thyroïd	assis	20	F	28 $\pm$ 12	164 $\pm$ 8.4	57.6 $\pm$ 9.6	non	EXT	126°	Nm	21.3	
				53	H	29 $\pm$ 12	177.8 $\pm$ 7.2	76.4 $\pm$ 10.3					44.0	
Pollock et al. 1993	MedX	thyroïd	assis	5	F	28.7				EXT	126°	Nm		
Queisser et al. 1994	plateforme de force	C7-T1	allongé	12	H	22.5 19-25	178 172-187	70.3 57-77.2	SemiCap, SplCap, TS, LevScap	EXT	0°, 10°flex, 20°flex, 30°flex	Nm		NC
Mayoux-Benhamou et Revel 1993	capteur de force	C7-T1	assis	10	F				oui	EXT	0° 50% et 150% d(0° - sternum)	N.m		53.0 $\pm$ 12
				5	H									
Portero et Guezennec 1995	Cybex	C7-T1	assis	2	F	19-25			non	IL	0°, 30°D/G isocinétique 30°/s	N.m	38.7 $\pm$ 13.9	37.1 $\pm$ 9.6
				4	H								34.8 $\pm$ 16.1	36.3 $\pm$ 14.9
Vasavada et al. 1998	MODEL									FLEX./EXT	0°, $\pm$ 30°	Nm	3.6	34.1
										IL			10.6	10.6
										RA			22.6	22.6
Ylinen 1999	jauge de contrainte	canal auditif	assis	33		18-35			non	FLEX/EXT	neutre	N	95.2 $\pm$ 44.2	200.3 $\pm$ 61.2
										RA		Nm	8.3 $\pm$ 2.8	8.7 $\pm$ 3.5
Choi et Vanderby 2000	MODEL à partir de l'EMG	C4-C5		10	H	31.2 $\pm$ 2			SCM, TS à C4/5	FLEX/EXT				

AUTEURS	TECHNIQUE	résol.	pos.	Nbre	genre	AGE	TAILLE	POIDS	EMG	FONCTION	position	UNITE	FLEX / DROITE	EXT / GAUCHE
Vasavada et al. 2002	jauge de contrainte		assis	5 7	F H	30 ± 6 32 ± 5	164 ± 9 180 ± 7	65 ± 10 80 ± 7	SCM, TS, SplCap, SemiCap	FLEX/EXT IL RA	neutre	N  Nm		NC
Seng et al. 2002	dynamomètre (Biodex)			17	H	24-38				FLEX/EXT IL	0°, 10° et 20°flex/ext 0°, 5° et 15°D/G		23.3 ± 4.93 27.2 ± 8.11	45.3 ± 11.46 27.0 ± 7.81
Strimpakos et al. 2004	Isomyometer (capteur de force)	canal auditif	debout							FLEX/EXT		N	153.8 ± 74.9	218.4 ± 74.6
				16	F	28 ± 11.9	165.9 ± 7.8	60.9 ± 6.9		IL	neutre		169.1 ± 62.5	168.8 ± 64.3
				17	H	23.5 ± 5.3	179.5 ± 7.6	82.8 ± 10.8	non	RA		N.m	10.7 ± 5.37	10.8 ± 5.05
			assis							FLEX/EXT		N	166.6 ± 75.8	241.7 ± 80.8
										IL	neutre		179.6 ± 67.3	178.3 ± 66.1
			canal auditif							RA		N.m	10.7 ± 5.22	10.9 ± 5.37
Gabriel et al. 2004	JR3 universal force/moment sensor system	assis		7	F	27 ± 7				FLEX/EXT			130.0 ± 8	219.0 ± 11
				11	H	26 ± 3				30°anteroLAT			207.0	133.0
									SCM, TS, ScaMed, SemiCap, SplCap	60°anteroLAT	neutre	N	140.0	142.0
										30°posteroLAT			195.0	164.0
										30°posteroLAT			222.0	189.0
										INCL LAT			151.0	138.0
Netto et Burnett 2006	dynamomètre isocinetique (Cybex 6000)	C4/C5	assis	5	H	28.6 ± 5.8			oui	FLEX/EXT				
										IL	neutre	N.m		NC
	capteur de force									FLEX/EXT IL	neutre	N		
Siegmund et al. 2007	jauge de contrainte 6 axes	assis	3	H	32.7 ± 2.5	177.7 ± 6.9	80.7 ± 5.1	intramusc. SCM, SemiCerv, SemiCap, SplCap, TS, LevScap, Mult		FLEX/EXT			170.2	300.0
										IL			187.5	183.3
										45° antéroLAT	neutre	N	188.6	165.4
										15° posteroLAT			228.2	232.5
O'Leary et al. 2007	dynamomètre	0-C1	allongé	5	F	31.6 ± 10.8			flechisseurs profonds, SCM (surface), ScaAnt (surface), Sh(surface)	FLEX	neutre	N.m		NC
	capteur de force			5	H					anickervical FLi	neutre	N.m		

### 3.1.3. PLAN CORONAL

---

Les études qui s'intéressent à la force des muscles du cou en inclinaison latérale (IL) sont peu nombreuses et concernent essentiellement la position neutre (Tableau 8) (Moroney et al. 1988, Kumar et al. 2001, Chiu et Sing 2002, Vasavada et al. 2002, Ylinen et al. 2004). Deux équipes étudient l'effet de l'angle sur la relation couple-angle en isométrique (Portero et Guezennec 1995, Seng et al. 2002). Portero et Guezennec (1995) rapportent une augmentation du couple de force développé lorsque les muscles sont en position étiré à 30° d'inclinaison controlatérale, classiquement décrit pour d'autres articulations (Pincivero et al. 2004a). Inversement, Seng et al. (2002) montrent une corrélation entre la diminution du couple de force en IL gauche et l'augmentation du couple en IL droite, et l'augmentation de l'angle en IL droite de 15°. Une seule étude à notre connaissance étudie la variation du couple de force en fonction de l'angle en isocinétique, montrant des couples de force maximaux identiques à ceux rapportés en isométrique (Portero et Guezennec 1995). D'après ces auteurs, l'angle où la valeur du couple de force est maximale se situe dans les 15° précédents la position neutre lorsque les muscles sont en position étirés.

### 3.1.4. PLAN AXIAL

---

De même, la rotation axiale n'a été que peu étudiée dans la littérature (Tableau 8) (Moroney et al. 1988, Berg et al. 1994, Vasavada et al. 2001, Ylinen et al. 2004, Salo et al. 2006). Aucune étude à notre connaissance ne traite de la relation couple-angle *in vivo* en rotation axiale. Seuls Vasavada et al. (1998) montrent grâce à leur modèle que lorsque la tête est tournée vers la droite, la capacité des muscles du rachis cervical à générer des couples de force en rotation axiale vers la droite pourrait être réduite de plus de 50%, tandis que la capacité des muscles à générer un couple de rotation axiale vers la gauche pourrait être augmentée de plus de 50%. Il semblerait donc que la capacité de force des muscles rotateurs du RC augmente lorsqu'ils sont en position étirée par rapport à une position raccourcie, comme cela est décrit pour les autres articulations. Toutefois, au niveau du rachis cervical, la variation de longueur du bras de levier des muscles ne semble pas être systématiquement corrélée avec la force résultante au niveau du segment tête-cou comme nous l'avons vu notamment dans le mouvement de flexion-extension. Les paramètres architecturaux et nerveux semblent jouer un rôle déterminant dans la capacité de production de force des muscles du RC.

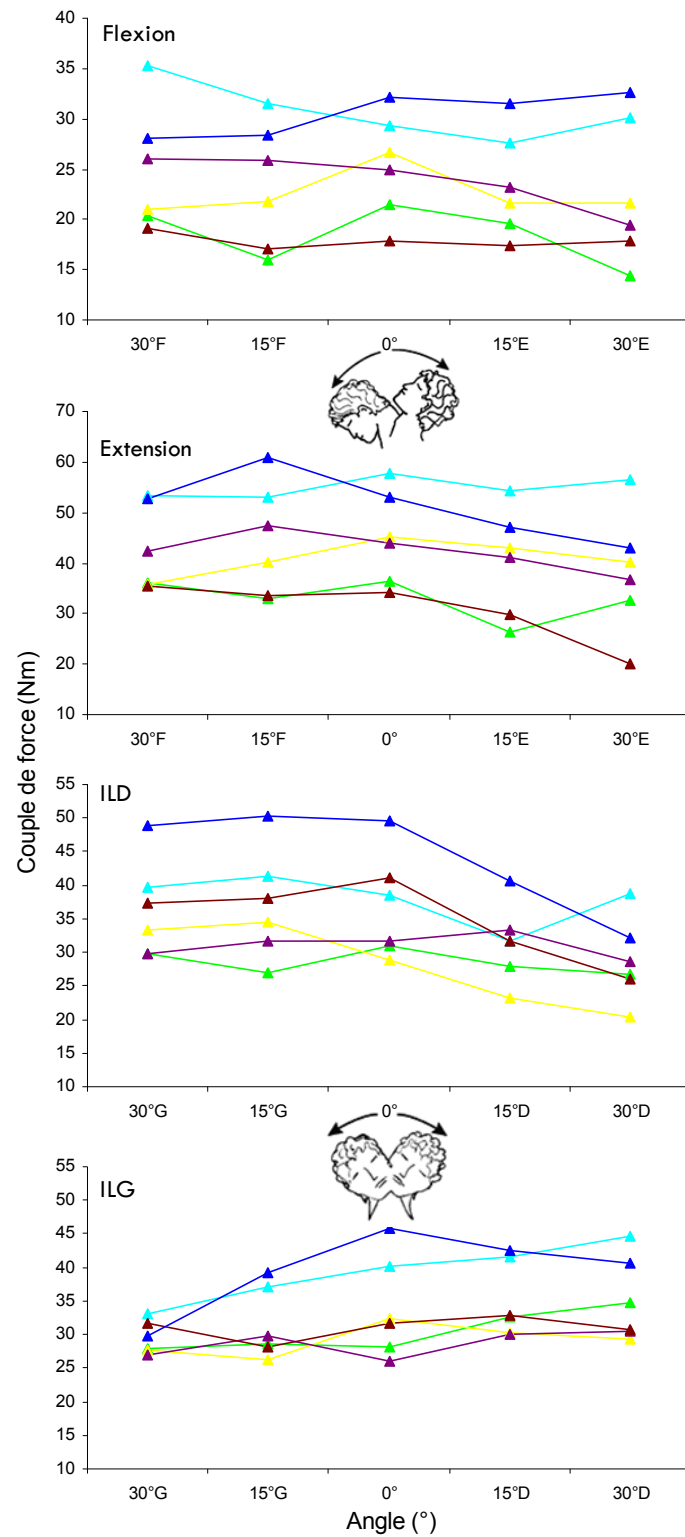


FIGURE 22. Exemples de relations couple-angle sur ergomètre en isométrique pour différentes position du segment tête-cou de 5 sujets montrant une variabilité interindividuelle importante.

---

## 3.2. MORPHOLOGIE DES MUSCLES DU RACHIS CERVICAL

### 3.2.1. SURFACE DE SECTION ANATOMIQUE

---

Contrairement aux autres articulations, les caractéristiques anthropométriques *in vivo* des muscles du rachis cervical n'ont été que très peu étudiées, de même si on s'intéresse aux variations normales de surface de section musculaire en fonction de l'étage vertébral (Elliott et al. 2005, 2007a). Il est également peu connu de quelle façon la taille, le sexe et le niveau d'activité physique des sujets influence la CSA des muscles du cou (Rezasoltani et al. 1999, Portero et al. 2001, Tsuyama et al. 2001) ou si il existe des différences de latéralité pour un même muscle. Cela peut s'expliquer par la complexité de ce segment du point de vue de la redondance musculaire et également la difficulté à évaluer la force maximale volontaire comme nous venons de le voir. De telles connaissances sont pourtant essentielles pour reconnaître et interpréter d'éventuelles adaptations musculaires dans cette région du corps.

De nos jours, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est classiquement utilisée pour quantifier les CSA des muscles du cou et identifier d'éventuelles altérations de morphologie musculaire (Figure 23). L'IRM fonctionnelle permet également d'étudier les mouvements et d'examiner l'intensité et le patron de recrutement des muscles pendant l'activité physique (Adams et al. 1992, Conley et al. 1997). Néanmoins, les images IRM ne permettent pas d'obtenir toute la précision requise notamment dans la détermination des contours de muscles rapprochés ou ayant plusieurs chefs. De plus, l'orientation des haubans musculaires étant très variable au niveau du RC et dépendante de la courbure cervicale de chaque individu, un seul plan de coupe axial ne permet pas la mesure de la ACSA pour chacun des muscles. Le manque d'informations concernant les paramètres architecturaux rend également la détermination de la PCSA quasiment impossible *in vivo*.

Les paramètres morphométriques des muscles du RC ont également été explorés par échographie (ultrasons). Cette méthode non invasive et plus facile à mettre en œuvre que l'IRM, permet également d'obtenir la CSA, ainsi que l'épaisseur et les dimensions linéaires du muscle. L'intérêt de cette méthode c'est qu'elle permet de se placer perpendiculairement à la ligne d'action du muscle, malgré qu'aucune étude à notre connaissance ne se soit intéressée aux paramètres architecturaux des muscles cervicaux *in vivo* au repos et en contraction comme c'est le cas pour les muscles des membres inférieurs (Fukunaga et al. 1997, Ito et al. 1998).

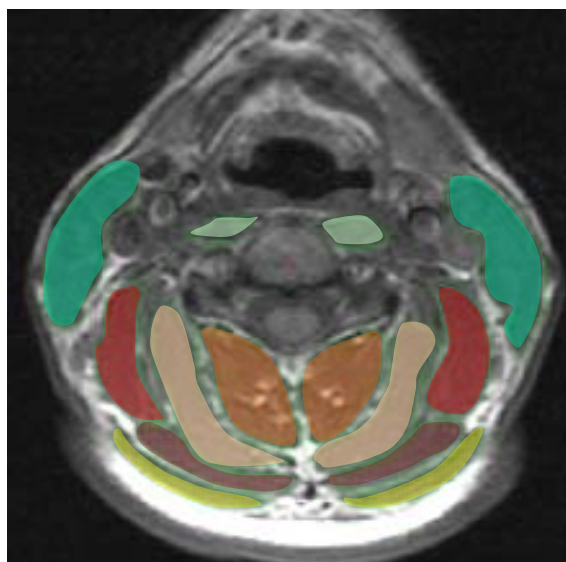


FIGURE 23. Exemple d'image du rachis cervical obtenues en coupe axiale en C2-C3 par IRM. Trapezius (jaune), splenius capitis (violet), levator scapulae (rouge), sternocleidomastoideus (vert foncé), semispinalis capitis (orange clair), semispinalis cervicis et multifidus (orange), longus colli (vert clair).

La plupart des études qui quantifient les CSA cervicales sont cliniques et tentent de déterminer les facteurs responsables des cervicalgies aiguës et chroniques. La plupart des données concerne des populations féminines majoritairement touchées par ce type de dysfonctionnements par rapport aux hommes (Tableau 9). Une étude descriptive sur une population de sujets féminins asymptomatiques âgés de 18 à 45 ans, montre une CSA des muscles extenseurs plus importante à droite qu'à gauche pour les muscles rectus capitis major et minor, multifidus et semispinalis capitis + cervicis quelle que soit la main dominante (Elliott et al. 2005). Les auteurs observent également des différences en fonction de l'étage vertébral pour certains muscles tels que le multifidus, le splenius capitis et le trapezius superior dont la CSA augmente de la tête vers le cou alors que les muscles semispinalis cervicis et capitis présentent une CSA maximale en C5. Ranking et al. (2005) mesurent la CSA des muscles postérieurs (semispinalis cervicis + multifidus + rotatores) et des muscles semispinalis capitis par ultrasons au niveau de C3 (Tableau 9). Les auteurs trouvent une bonne corrélation entre la CSA mesurée et les dimensions linéaires du muscle (Rankin et al. 2005) en accord avec d'autres auteurs (Soltani et al. 1996, Rezasoltani et al. 1998). Leurs résultats sont comparables à ceux de Rezasoltani et al. (1998) qui montrent parallèlement que la position du sujet, assise ou allongée, n'a pas d'influence sur les mesures de CSA du muscle semispinalis capitis.

TABLEAU 9. Principaux résultats de CSA (mm<sup>2</sup>) rapportés dans la littérature (moyenne  $\pm$  SD)

AUTEURS	image	Sujets	Age	Taille	Poids	statut	coupe	Muscles	C1		C3		C4		C5		C6		C7	
									D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
Mayoux-Benhamou et al. 1989	CT-scan	9 F						TS							248					
						sedentaire	C5	SplCap, SplCerv							585					
		7 H				actif	5cm d'épaisseur	SemiCap, longissimus capitis							521					
								Multifidus							580					
Tsuyama et al. 2001	IRM	18	18.7 $\pm$ 0.5	169 $\pm$ 5.4	71.7 $\pm$ 13.7	Judo (4.8 $\pm$ 3 ans)		SCM												
								SemiCap, SplCap,												
		37	18.2 $\pm$ 1	171 $\pm$ 4.9	78.8 $\pm$ 13.6	altérophyle (8.5 $\pm$ 3.1 ans)	C2-C6	SemiCerv, Multifidus, TS												
Elliot et al. 2005	IRM	42 F	27 $\pm$ 7.1	166 $\pm$ 6	61.6 $\pm$ 10.9	contrôles	axial C2/3 coupes de 4cm	RectCap post min	100.5 $\pm$ 5.3	92 $\pm$ 5.7										
								RectCap post maj	96.2 $\pm$ 3.5	87 $\pm$ 2.9										
								multifidus	50.5 $\pm$ 2	47.8 $\pm$ 1.6	63.4 $\pm$ 1.9	57.2 $\pm$ 1.8	63 $\pm$ 1.9	58.8 $\pm$ 2.1	78.5 $\pm$ 3.1	76.5 $\pm$ 2.9	73.2 $\pm$ 2.7	71.8 $\pm$ 2.3		
								SemiCap	156.6 $\pm$ 4.7	155.7 $\pm$ 4.7	167.9 $\pm$ 4.8	165.6 $\pm$ 4.6	177 $\pm$ 4.4	173.8 $\pm$ 3.9	140.9 $\pm$ 5.3	128.9 $\pm$ 6.1	84.9 $\pm$ 3.9	81.5 $\pm$ 3.8		
								SemiCerv	149.5 $\pm$ 3.9	145.7 $\pm$ 3.9	168.9 $\pm$ 3.7	165.3 $\pm$ 3.7	192.5 $\pm$ 4.4	187.9 $\pm$ 4.4	173.5 $\pm$ 4.7	168.9 $\pm$ 4.7	144.7 $\pm$ 4.6	139.7 $\pm$ 4.6		
								SplCap	147 $\pm$ 4.7	145.7 $\pm$ 4.1	161.1 $\pm$ 3.8	160.8 $\pm$ 4.1	181.9 $\pm$ 5.3	179.6 $\pm$ 5.4	187.2 $\pm$ 6.4	182.9 $\pm$ 6.2	177.3 $\pm$ 3.9	173.8 $\pm$ 3.7		
								TS	83.9 $\pm$ 6.8	78.8 $\pm$ 5.4	135.3 $\pm$ 15.6	132.8 $\pm$ 13.2	408.8 $\pm$ 76.3	398.7 $\pm$ 71.3	863.3 $\pm$ 80.6	863.3 $\pm$ 82.7	1223.3 $\pm$ 76.5	1185.5 $\pm$ 71.3		
								RectCap post min	117 $\pm$ 29.7	103 $\pm$ 32.7										
								RectCap post maj	140.2 $\pm$ 32.6	122 $\pm$ 37.7										
								multifidus	73.9 $\pm$ 20.6	70.8 $\pm$ 20.6	103.4 $\pm$ 21.4	96.3 $\pm$ 28.2	130.3 $\pm$ 30.1	123.4 $\pm$ 37.1	148.1 $\pm$ 32.9	131.8 $\pm$ 40.1	125 $\pm$ 31.6	121.6 $\pm$ 43.8		
Elliot et al. 2007	IRM	79	29.7 $\pm$ 7.7	166 $\pm$ 7	68.9 $\pm$ 15.6	Whiplash associated disorders	axial C2/3 coupes de 4cm	SemiCap	215.9 $\pm$ 46.6	220.5 $\pm$ 55.3	196.9 $\pm$ 37.8	201 $\pm$ 43.6	166 $\pm$ 34.9	168.2 $\pm$ 41.6	131.1 $\pm$ 24.9	130.6 $\pm$ 30.9	119.7 $\pm$ 22.4	105.6 $\pm$ 18.6		
								SemiCerv	113.9 $\pm$ 24.2	110.8 $\pm$ 25.8	150 $\pm$ 26.2	143.6 $\pm$ 26.3	153.9 $\pm$ 28	150.7 $\pm$ 30.9	158.6 $\pm$ 28.6	152.2 $\pm$ 31.2	165 $\pm$ 29.1	156.2 $\pm$ 29.3		
								SplCap	180 $\pm$ 35.1	186.2 $\pm$ 38.6	175.3 $\pm$ 39.7	181.2 $\pm$ 39.3	174.7 $\pm$ 32.1	180.2 $\pm$ 40	178.8 $\pm$ 27.7	184.7 $\pm$ 32.8	186.8 $\pm$ 32.2	185.7 $\pm$ 32.2		
								TS	80.1 $\pm$ 18.6	87.1 $\pm$ 24.7	107.5 $\pm$ 55	113.8 $\pm$ 69	215.9 $\pm$ 210.1	251.2 $\pm$ 323.4	538.6 $\pm$ 397	610.4 $\pm$ 460.2	907.4 $\pm$ 361.3	1017.9 $\pm$ 390.5		
								RectCap post min	106.1 $\pm$ 29.6	105 $\pm$ 34										
								RectCap post maj	123.8 $\pm$ 43.7	122 $\pm$ 45.9										
								multifidus	63.4 $\pm$ 10.6	61.2 $\pm$ 10.2	70.7 $\pm$ 22.1	66.4 $\pm$ 21.3	87.2 $\pm$ 30.8	83 $\pm$ 31.9	118.7 $\pm$ 48.4	115.4 $\pm$ 47.9	101.7 $\pm$ 28.3	98.7 $\pm$ 27.2		
								SemiCap	176.1 $\pm$ 36.9	176.7 $\pm$ 40.4	182.7 $\pm$ 29.2	178.9 $\pm$ 32.3	175.9 $\pm$ 27.8	175.8 $\pm$ 29.8	152.1 $\pm$ 24.8	143.5 $\pm$ 23.9	113 $\pm$ 28.2	110.1 $\pm$ 27.4		
								SemiCerv	128.6 $\pm$ 37.4	127.2 $\pm$ 36.4	156.4 $\pm$ 31.1	153.2 $\pm$ 29.5	175.9 $\pm$ 32.9	173 $\pm$ 30.1	177.3 $\pm$ 27.2	174.4 $\pm$ 30.1	161.3 $\pm$ 20.7	155.7 $\pm$ 22.3		
								SplCap	156.8 $\pm$ 30.9	155.7 $\pm$ 35.7	162.2 $\pm$ 31.7	164.4 $\pm$ 30.9	178.2 $\pm$ 30.3	178.2 $\pm$ 31.9	192.7 $\pm$ 35.1	187.7 $\pm$ 33.3	182.3 $\pm$ 24.1	181 $\pm$ 26		
								TS	79.2 $\pm$ 29.1	75.3 $\pm$ 29.7	115.2 $\pm$ 54.9	109.8 $\pm$ 56.6	296.3 $\pm$ 377.6	296.9 $\pm$ 359.1	679.5 $\pm$ 491.2	687.2 $\pm$ 452.9	1106.2 $\pm$ 458.9	1165 $\pm$ 358.3		
Rezasoltani et al. 1998	US	18 H	27.5 $\pm$ 4.2	175 $\pm$ 8.1	70.6 $\pm$ 10.7	actifs	C3	SemiCap	199 $\pm$ 37	193 $\pm$ 38										
		28 F	26.4 $\pm$ 4.4	168 $\pm$ 4.3	63.1 $\pm$ 8.6				157 $\pm$ 35	156 $\pm$ 34										
Rezasoltani et al. 2002	US	6 H	18-20	185	82.5	joueur de hockey sur glace	C3	SemiCap			222 $\pm$ 33									
Kristjansson et al. 2004	US	10 F	31.5 $\pm$ 11.	169 $\pm$ 5.5	67.1 $\pm$ 6.8	controle	C4					123 $\pm$ 9	125 $\pm$ 10							
		10 F	32.5 $\pm$ 11.	168 $\pm$ 4.9	70.3 $\pm$ 10.1	whiplash (WAD)	C4	Multifidus				96 $\pm$ 19	106 $\pm$ 19							
Rankin et al. 2005	US	46 H	41.6 $\pm$ 14.	177 $\pm$ 7	83.8 $\pm$ 12			SemiCap			134 $\pm$ 42									
								SemiCerv, Multifidus, Rotatores			260 $\pm$ 50									
		53 F	39.4 $\pm$ 14.	165 $\pm$ 6	64.7 $\pm$ 9.5	peu actifs	C3	SemiCap			177 $\pm$ 40									
								SemiCerv, Multifidus, Rotatores			315 $\pm$ 67									



Dans leur étude, Elliott et al. (2005) indiquent également que les CSA des muscles rectus capitis major, semispinalis cervicis et trapezius superior sont plus larges pour le sous groupe de femmes présentant l'indice de masse corporel (IMC) le plus élevé. Dans une autre étude sur les mêmes sujets, Elliott et al. (2005) montrent une corrélation entre l'IMC des sujets et l'infiltration graisseuse (mesurée en pixel) des muscles rectus capitis posterior major et l'obliquus capitis inferior. Parallèlement, les auteurs ne rapportent pas de corrélation entre l'infiltration graisseuse et l'âge pour les muscles extenseurs du rachis cervical. Soltani et al. (1996) montrent une corrélation entre les paramètres morphologiques de sujets féminins (circonférence du cou, taille, poids, pourcentage de graisse et IMC) et la CSA du splenius capitis ainsi qu'une variation significative de la CSA en fonction de la latéralité. Ce résultat semble souligner le rôle particulier du splenius capitis au niveau cervical dans la mobilité cervicale et sa plasticité aux variations de la demande fonctionnelle.

Une seule étude à notre connaissance a montré une corrélation entre le niveau de force des muscles extenseurs du rachis cervical et la surface de section mesurée en C5 par CT-Scan des muscles multifidus, semispinalis, splenius et trapezius (Mayoux-Benhamou et al. 1989). Ces auteurs déterminent un ratio entre la force maximale volontaire et la surface de section musculaire entre 10 et 17 N/cm<sup>2</sup>, ce ratio est en accord avec ceux rapportés pour d'autres muscles ( $\approx 22,5 \text{ N.cm}^{-2}$ ) (Powell et al. 1984).

A notre connaissance aucune comparaison entre hommes et femmes in vivo n'a été effectuée concernant la CSA des muscles du rachis cervical.

### 3.2.2. ARCHITECTURE ET BRAS DE LEVIER

---

Bien qu'avancées, les techniques d'imagerie limitent la précision des informations architecturales étant donné la taille et la position anatomique de certains muscles. Une seule étude, à notre connaissance, quantifie les paramètres architecturaux des muscles du RC d'un très faible nombre de sujets post-mortem (Kamibayashi et Richmond 1998). Cette étude rapporte les données architecturales issues de la dissection de cadavres de 3 femmes et 7 hommes âgés de 66 à 92 ans, et montrent des différences de longueur des fascicules en fonction de la profondeur des fibres (ce qui est généralement le cas dans les muscles complexes). La PCSA est alors sous-estimée de 6% à 32% si seules les fibres superficielles sont prises en compte. Bien que les études sur cadavres permettent de mesurer avec précision les paramètres architecturaux et fonctionnels du muscle squelettique humain, elles ne sont satisfaisantes que "dans l'état" où le muscle est fixé or la longueur et l'angle de pennation des fibres musculaires varient en fonction de la longueur du muscle au repos et au cours de la contraction. De plus, le processus de fixation altère la longueur des fibres (Narici 1999). Les

données de Kamibayashi et Richmond (1998) sont donc à prendre avec précaution étant donné le faible nombre par genre et l'âge avancé des sujets.

De même, les données concernant les bras de levier des muscles cervicaux sont peu nombreuses. À notre connaissance, seule l'équipe de Vasavada (Vasavada et al. 1998, 2007) a tenté de calculer les bras de levier musculaire au niveau du rachis cervical. À partir des données de Kamibayashi et Richmond (1998), ils modélisent le rachis cervical en incluant la géométrie de 19 muscles regroupés en 9 groupes, la ligne d'action des muscles, les paramètres de génération de force ainsi que la cinématique segmentaire. Les bras de levier sont calculés en fonction des variations de longueur des muscles au cours du mouvement. Les principaux résultats en position neutre sont donnés ci-dessous (Figure 24).

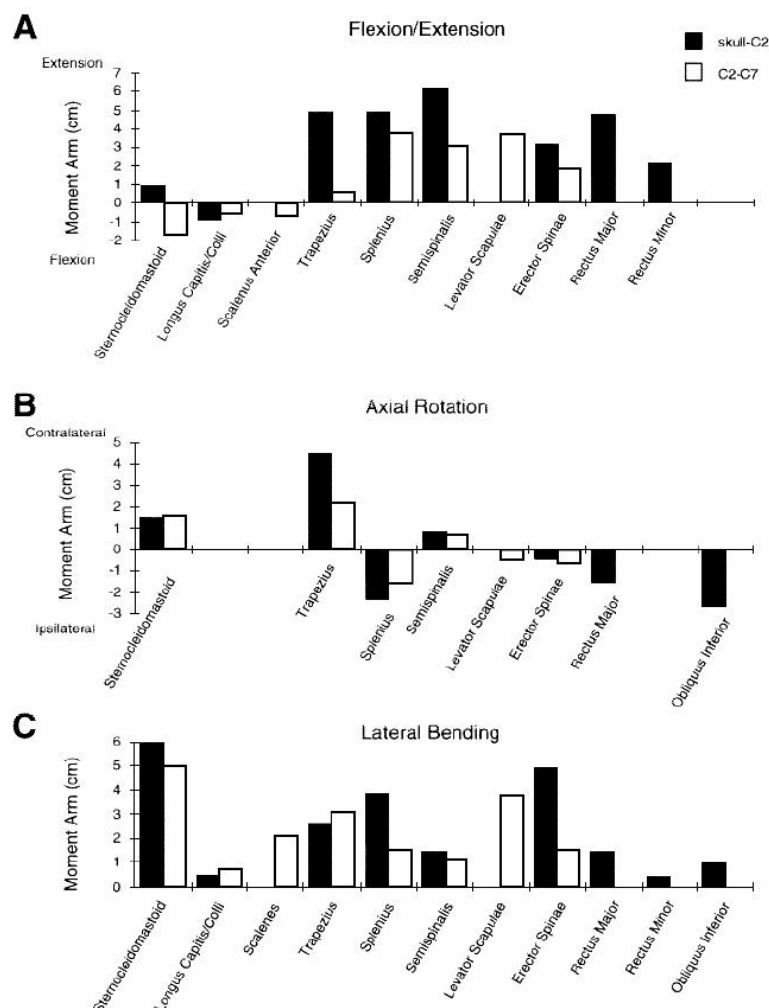


FIGURE 24. Estimation des bras de levier musculaire en position neutre au niveau du rachis cervical inférieur (C2-C7) et supérieur (skull-C2) en fonction du mouvement par modélisation musculaire. A: en flexion/extension, B: en rotation axiale, C: en inclinaison latérale (Vasavada et al. 1998)

Au cours du mouvement de flexion-extension le bras de levier du SCM varie de façon très importante (Figure 25). Concernant les mouvements au niveau du RCS, le chef cleidooccipital du SCM a un bras de levier en extension qui augmente avec la position d'extension contrairement aux deux autres sous-volumes (qui s'attache sur la mastoïde) dont le bras de levier est proche de zéro. Au cours du mouvement de flexion du RCI, le bras de levier du SCM augmente. Les bras de levier de la majorité des extenseurs (dont les muscles sous-occipitaux) varient d'1cm ou moins. Cependant, le bras de levier de certains sous-volumes du semispinalis capitis, trapezius et splenius augmente d'au moins 2-3 cm de la position de flexion à une position d'extension.

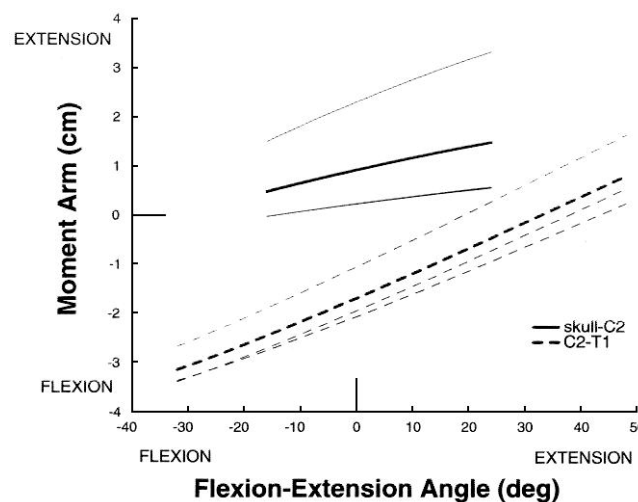


FIGURE 25. Exemple de simulation des variations du bras de levier des chefs du SCM (noir = moyenne des sous-volumes) au niveau du rachis cervical supérieur (skull-C2) et inférieur (C2-T1) en fonction de l'angle de flexion-extension (Vasavada et al. 1998).

Au cours du mouvement d'inclinaison latérale, Vasavada et al. (1998) montrent une faible variation des bras de levier musculaires avec l'inclinaison du RCS. Concernant l'inclinaison du RCI, leur modèle montre une augmentation du bras de levier de la position contralatérale à la position ipsilatérale de certains muscles tels que le SCM, TS, et la portion latérale du splenius capitis. Par ailleurs, les bras de levier des muscles levator scapulae, erector spinae et scalenius varient peu en fonction de l'angle. En rotation axiale leur modèle présente de grandes variations d'amplitude des bras de levier musculaires. De plus, les auteurs remarquent que certains muscles, i.e. SCM et splenius capitis, ont des bras de levier qui varient mais qui gardent la même direction indépendamment de l'angle contrairement à d'autres muscles.

Il existe de nombreuses études concernant les données histochimiques des fibres des muscles des membres supérieurs et inférieurs contrairement aux muscles du rachis cervical. Les articles rapportant des informations sur les caractéristiques des fibres des muscles vertébraux concernent principalement les muscles thoraciques et lombaires dues à l'importance des pathologies dorsales. Ces études montrent une proportion plus importante de fibres lentes (type I) par rapport aux fibres rapides (type II) (Ng et al. 1998). Très peu d'études se sont intéressées à la typologie des muscles cervicaux et concernent principalement des sujets pathologiques. Lindman et al. (1990) étudient la composition du muscle trapezius chez une population d'hommes sains, et montrent une grande variabilité de la distribution, du diamètre et du type de fibre entre les différentes parties du muscle et entre les sujets. Ils rapportent une proportion de fibres de type I plus élevée dans le tiers inférieur de la portion descendante, dans la portion transverse et ascendante du trapezius alors que la partie supérieure de la portion descendante exhibe une majorité de fibres de type II de plus petit diamètre (Lindman et al. 1990). Cette différence semble être liée à la fonction des différentes portions du trapezius, la partie supérieure de la portion descendante étant la plus utilisée.

---

### 3.3. ACTIVITE EMG DU RACHIS CERVICAL

L'activité des muscles du rachis cervical particulièrement n'a été que très peu étudiée dans la littérature d'où le manque de constance dans la méthode décrite par les différents auteurs. De plus, il n'existe que peu d'études méthodologiques spécifiques à l'application de la technique d'électromyographie de surface à cette région du corps incluant des mesures de reproductibilité (Sommerich et al. 2000). La difficulté du recueil de données EMG au niveau du RC est que sur la vingtaine de paires de muscles ayant une action sur le segment tête-cou, peu d'entre eux sont accessibles de manière non-invasive.

De manière générale, il semblerait que les muscles profonds et superficiels aient des rôles différents dans la stabilité et la production de force ou de mouvements du segment tête-cou. Du fait de leur faible bras de levier et de leurs attachements sur des vertèbres adjacentes, les muscles profonds semblent stabiliser la colonne cervicale. Les muscles plus superficiels, du fait de leur grand bras de levier et de leurs attachements sur le crâne et le tronc, semblent participer de façon dominante aux mouvements; exception faite du trapezius dont le rôle stabilisateur plus qu'extenseur a été décrit par de nombreux auteurs (Mayoux-Benhamou et al. 1988, Kumar et al. 2002) montrant une implication plus importante dans les mouvements de l'épaule et de la ceinture scapulaire que dans le cou

(Johnson et al. 1996). Winters et Peles (1993) étudient l'interaction de quelques muscles cervicaux par modélisation, et montrent que si seuls les muscles superficiels sont activés au cours du mouvement cela engendrait une instabilité segmentaire en particulier aux abords de la position neutre (Winters et al. 1993). Les muscles profonds seraient donc requis pour rigidifier et stabiliser les segments cervicaux dans les positions intermédiaires. *In vivo*, Conley et al. (1995) étudient individuellement l'activation des muscles cervicaux lors d'exercices grâce à l'IRM fonctionnelle. Ils confirment que les muscles les plus superficiels, tels que le SCM, ont une fonction majeure dans la production de force du RC, alors que les muscles plus profonds, tels que le longus colli et capitis, le semispinalis cervicis et le multifidus, démontrent une activité moindre mais continue (tonique) concomitante d'un rôle postural de soutien (Vitti et al. 1973, Conley et al. 1995, Mayoux-Benhamou et al. 1997). Ces observations suggèrent que les signaux, provenant de la commande centrale, reçus par les muscles de la couche profonde du RC soient indépendants de ceux reçus par les muscles plus superficiels (Blouin et al. 2007).

### 3.3.1. CONTRACTION ISOMETRIQUE

---

Malgré la complexité et la redondance apparente des muscles du RC, les sujets sains montrent des patrons de recrutement communs pour la plupart des muscles lors de contractions isométriques (Keshner et al. 1989, Vasavada et al. 2002, Gabriel et al. 2004, Blouin et al. 2007, Siegmund et al. 2007). Siegmund et al. (2007) montrent une même direction d'activation principale en flexion des deux chefs du sternocleidomastoïdeus, i.e. sternohyoïdeus et cleidomastoïdeus, en accord avec leur position anatomique. Ils montrent également une synergie entre les muscles sternohyoïdeus et SCM, qui combinés aux résultats de précédentes études montrant une synergie entre le SCM et le muscle longus colli (Vitti et al. 1973), semblent argumenter l'hypothèse d'une activation uniforme des muscles antérieurs du rachis cervical. De même, les muscles postérieurs et postéro-latéraux du rachis cervical montrent des directions d'activation cohérentes avec leurs positions anatomiques et agissent en synergie lors de mouvements volontaires. Les travaux de Kumar et al. (2002) montrent également une activation des muscles du RC dépendante de la direction de la force mais avec une activation maximale des extenseurs pendant l'inclinaison latérale, alors que l'activité des fléchisseurs ne s'élève qu'à 67% à 75% de leur activité en flexion. Gabriel et al. (2004) montrent que les muscles scalenus medius ont une activation maximale lors de l'inclinaison latérale vers l'extension vraisemblablement dépendante du degré de lordose cervicale.

Une exception notable à ce consensus est le muscle splenius capitis qui montre, dans quelques études une direction postérolatérale préférentielle constante (Vasavada et al. 2002, Gabriel et al.

2004) alors que d'autres études lui confèrent une direction antérolatérale ou postérolatérale spécifique en fonction des sujets (Keshner et al. 1989, Mayoux-Benhamou et al. 1997, Blouin et al. 2007, Siegmund et al. 2007). L'étude des muscles postérieurs montre que le splenius est le muscle dont le comportement est le plus variable. Bien que le splenius contribue à 30% du potentiel de génération de force en extension, Siegmund et al. (2007) montrent que ce dernier (mesuré en C4) s'active majoritairement au cours de la flexion antérolatérale et, chez un sujet, s'active également en flexion antéro-controlatérale. Le splenius ayant une large insertion sur la ligne nucale supérieure avec des fibres près de la mastoïde agissant en tant qu'antagoniste du SCM ipsilatéral et synergiste du SCM controlatéral lors de la rotation axiale de la tête; ces auteurs émettent l'hypothèse que les études qui observent deux directions préférentielles antérolatérale et postérolatérale, doivent avoir enregistré l'activité de plus de fibres latérales que les autres études qui trouvent une activité principale uniquement postérolatérale (Blouin et al. 2007).

Queisser et al. (1994) recueillent le signal EMG de 4 muscles cervicaux, i.e. semispinalis capitis, splenius capitis, levator scapulae et trapezius, lors de contractions maximales en extension à 4 positions différentes du segment tête-cou. Les auteurs montrent une relation linéaire entre l'activité du muscle semispinalis capitis et la force développée en extension contrairement au splenius capitis (Queisser et al. 1994, Blouin et al. 2007). Blouin et al. (2007) émettent l'hypothèse que l'absence de corrélation entre l'activation du SplCap et le niveau de force, est dû à une action de stabilisation plus que de production de force au cours de l'extension. Il se peut également que le SplCap se comporte de façon ambiguë lorsqu'une stabilisation ou un mouvement axial n'est pas requis.

Certaines études montrent une variation de l'amplitude du signal EMG en fonction de la position articulaire du segment tête-cou (Harms-Ringdahl et Schuldt 1988, Mayoux-Benhamou et Revel 1993, Schuldt et Harms-Ringdahl 1988). Par contre, très peu d'études se sont intéressées à l'activation des muscles antagonistes (Kumar et al. 2002, Choi 2003). Choi (2003) montrent des niveaux de coactivation des muscles postérieurs en flexion chez des hommes s'élevant à 41% de leur activité maximale en extension. Kumar et al. (2002) montrent une activité antagoniste des muscles SplCap en flexion correspondant à 20-25% de leur activité maximale enregistrée en inclinaison latérale. Ces résultats sont nettement plus élevés que ceux classiquement rapportés pour les autres articulations (10-15%) (Kubo et al. 2004, Pincivero et al. 2004b) montrant l'importance de la prise en compte de l'activation des muscles antagonistes lors de tests de force du RC.

Très peu d'études se sont intéressées à l'activité EMG des muscles au cours de contractions dynamiques et particulièrement si celle-ci est couplée à des mesures de force. Blouin et al. (2007) enregistrent l'activité de 8 paires de muscles cervicaux au cours d'une circumduction de la tête de 360° avec comme consigne de maintenir un niveau de force de 50 N. Ils montrent que les muscles multifidus, SemiCap et SemiCerv sont activés principalement lorsque la force est dirigée postéro-latéralement grâce à un signal commun du système nerveux central transmis au pool de motoneurones qui les innervent. Concernant les muscles multifidus, ces résultats sont en désaccord avec ceux de précédentes études cervicales (Bexander et al. 2005) et lombaires (Moseley et al. 2002, Lee et al. 2005) qui leur confèrent une activité plutôt posturale et stabilisatrice en statique.

Au cours de la même tâche dynamique, Siegmund et al. (2007) mesurent des activités EMG supérieures à celles mesurées au cours de la MVC. Ce résultat est également observé par Kumar et al. (2002) sur le SCM pour le même type de contraction dynamique. Une des hypothèses est que les sujets ne contractent pas leur muscle de façon maximale au cours de la MVC, bien que les valeurs de couple de force maximale soient en accord avec ceux reportés dans la littérature i.e. 10 Nm en flexion et 29 Nm en extension. L'autre hypothèse serait que ces muscles ne puissent pas s'activer au maximum de leur capacité lors de contractions dans le plan horizontal stricte avec un appui au niveau du front. Le SCM, par exemple, semble requérir la combinaison de la flexion et de la rotation axiale pour que la totalité de ses fibres musculaires soient recrutées.

La contraction réflexe des muscles du rachis cervical a été principalement étudiée lors de perturbations ou de chocs appliqués directement au niveau du segment tête-cou ou au corps entier. Le délai et l'amplitude d'activation des muscles cervicaux en réponse ou avant la perturbation va déterminer l'accélération et l'amplitude des mouvements de la tête sur le tronc (Ito et al. 1997, Kumar et al. 2000). Grâce à la modélisation, Vasavada et al. (1998) montrent que le SCM et Trapezius sont les principaux stabilisateurs du segment tête-cou. Lors de tests de perturbation réalisés sur 3 sujets masculins dans le plan sagittal ("sled test"), Siegmund et al. (2007) observent un patron d'activation réflexe semblable à celui observé en conditions isométriques uniquement pour les 2 chefs du SCM. En revanche, les patrons d'activation des muscles postérieurs et postéro-latéraux varient d'un sujet à un autre. Les multifidus notamment, sont actifs pendant la phase initiale de rétraction/extension chez un sujet, pendant la phase de rebond chez un autre et à aucun moment chez le troisième. La variabilité de la réponse EMG des multifidus semble être liée à l'expérience des sujets. La connaissance du déroulement du test élimine l'élément de surprise ce qui pourrait réduire la probabilité d'activer la co-contraction préventive des muscles antérieurs et postérieurs.

---

### 3.4. PLASTICITE DE LA CAPACITE DE PRODUCTION DE FORCE

#### 3.4.1. INFLUENCE DE L'AGE ET DU GENRE

---

Contrairement à d'autres groupes musculaires tels que le quadriceps, l'influence de l'âge sur la capacité de production de force des muscles du rachis cervical n'est sensible qu'à partir de la septième décade (Tableau 10) (Jordan et al. 1999, Garces et al. 2002).

Concernant les différences entre les femmes et les hommes, il semblerait que tous les auteurs s'accordent à décrire que les hommes sont plus forts que les femmes (Tableau 10) quels que soient la fonction et l'angle considérés (Valkeinen et al. 2002, Suryanarayana et Kumar 2005). Ces différences se situent entre 40% et 50% pour les valeurs de couple brut et entre 10% et 60% si on normalise la performance par rapport à la masse corporelle (Vasavada et al. 2001, Valkeinen et al. 2002, Tierney et al. 2005). Dans leur étude, Vasavada et al. (2007) rapportent des différences de dimensions cervicales entre des hommes et des femmes semblables en taille et en longueur de cou. Ils montrent une faiblesse de force chez les femmes en flexion et en extension associée à une étroitesse nucale et une taille de vertèbres inférieure par rapport aux hommes. Ces auteurs trouvent également que les femmes ont des cous plus minces et une CSA périphérique moins importante que celle des hommes. Ces résultats confirment l'hypothèse d'une différence de géométrie du rachis cervical entre hommes et femmes. Par ailleurs, une étude récente ne rapporte aucune différence de courbure cervicale entre les hommes et les femmes (Tecco et Festa 2007).

Parmi les auteurs ayant étudié les 2 sexes, certains (Jordan et al. 1999, Chiu et Sing 2002, Garces et al. 2002) ne montrent pas de différence significative entre hommes et femmes lorsqu'ils comparent les ratios de force flexion/extension, et ce quel que soit l'angle de flexion ou d'extension. D'autres auteurs, par contre, montrent un ratio de force flexion/extension supérieur chez les hommes par rapport aux femmes en position neutre (Kumar et al. 2001, Valkeinen et al. 2002, Suryanarayana et Kumar 2005, Vasavada et al. 2007), vérifié également pour d'autres positions articulaires (Suryanarayana et Kumar 2005). La tendance inverse a été montrée d'après les données de Vasavada et al. (2001).

Une seule étude à notre connaissance a étudié les niveaux d'activation EMG pendant la flexion et l'extension isométrique chez les hommes et les femmes (Valkeinen et al. 2002). Ces auteurs ne montrent pas de différence de coactivation (en %RMS lorsque le muscle agit en temps qu'agoniste) des SCM en extension et des TS en flexion entre les hommes et les femmes indépendamment de l'âge. La spécificité de la commande nerveuse des femmes comparées aux hommes a été rapportée uniquement au cours de contractions réflexes. Brault et al. (2000) rapportent des temps d'activation musculaire réflexe suite un choc arrière à faible vitesse supérieurs chez les femmes par rapport aux



hommes. De même, Tierney et al. (2005) remarquent que les hommes activent plus rapidement leurs muscles SCM que les femmes suite à l'application d'une charge externe avec une plus grande amplitude de la réponse EMG. Ces auteurs montrent également que les femmes présentent des pics d'accélération et un déplacement angulaire de la tête plus importants associés à une raideur inférieure des muscles du rachis cervical par rapport aux hommes au cours du test. Ces résultats semblent être expliqués en partie par la différence de circonférence de cou entre hommes et femmes.

Les études quantifiant l'influence du genre sur les paramètres morphologiques des muscles du rachis cervical sont peu nombreuses. Il est classiquement décrit dans la littérature pour les muscles des membres inférieurs principalement que les femmes ont des muscles présentant une CSA moindre que celle des hommes. Concernant les muscles du rachis cervical, Ranking et al. (2006) rapportent une CSA plus élevée chez les hommes comparés aux femmes pour les muscles semispinalis capitis et le groupe musculaire multifidus-semispinalis cervicis et rotatores. Néanmoins, lorsque les auteurs normalisent la CSA par le poids des sujets, ils n'observent plus de différence entre les hommes et les femmes. Ces derniers trouvent également des variations de dimensions linéaires des muscles et d'épaisseur du semispinalis capitis en fonction du sexe. L'étude la plus complète au niveau du nombre de muscles reste celle de Kamibayashi et Richmond (1998) mais les différences de CSA entre hommes et femmes sont reportées uniquement pour 2 sujets, une femme de 92 ans de petite taille comparée à un homme grand et robuste de 68 ans (Figure 26). Les muscles du sujet féminin sont généralement plus petits avec une PCSA plus faible que son homologue masculin excepté pour 4 muscles i.e. le sternocleidomastoïde, le spinotrapezius, le scalenius posterior et le semispinalis capitis.

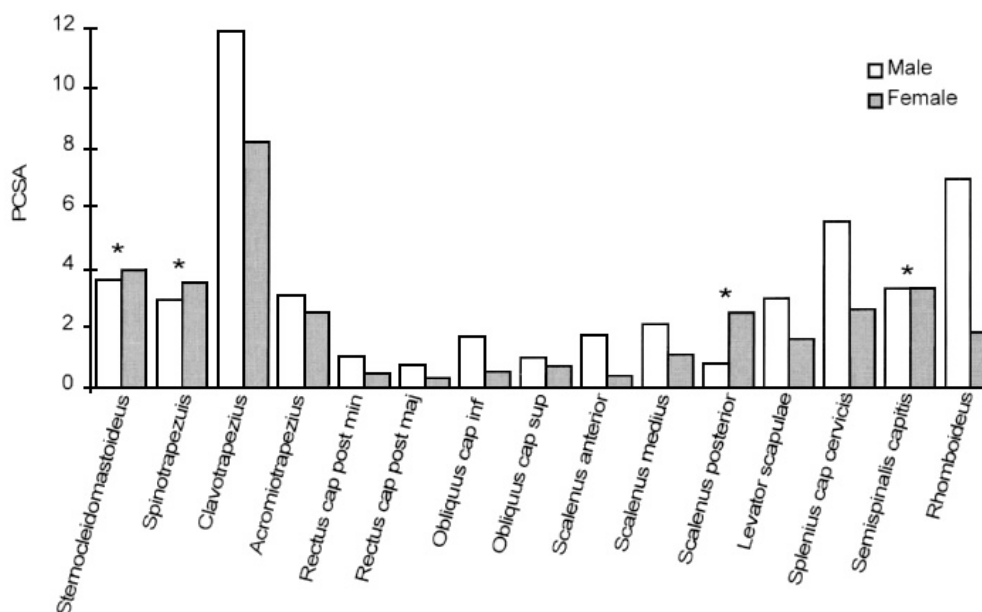


FIGURE 26: PCSA des muscles du cou et différence hommes (rectangles blanc) vs. Femmes (rectangles gris) (d'après Kamibayashi et Richmond 1998)

Concernant la typologie musculaire, Boyd-Clark et al. (2001) déterminent la composition des muscles multifidus et longus colli au niveau de C5-C7 de 10 hommes et 6 femmes post-mortem comparables en âge (moyenne  $42 \pm 20$  ans). Ces auteurs ne montrent aucune différence de composition entre le groupe des hommes et des femmes indépendamment de l'âge, avec pour le muscle longus colli une proportion équivalente de 53% de fibres de type I et 47% de type II, alors que pour le multifidus cette proportion est différente avec 77% de type I et 23% de type II. Les auteurs suggèrent que le ratio type I/type II proche de 1:1 au niveau du longus colli lui confère une capacité de réponse équivalente à la demande posturale ou phasique alors que le ratio égal à 4:1 au niveau du muscle multifidus reflète son rôle stabilisateur pour lutter contre la flexion du rachis cervical (Boyd-Clark et al. 2001). De même, Lindman et al. (1990) ne trouvent pas de différence de proportion dans les différentes portions du trapezius entre les hommes et les femmes, par contre ils remarquent une tendance à une quantité accrue de fibres de type II-b au détriment fibres de type I au niveau de la portion descendante du muscle. Bien que la distribution des fibres soit identique chez les hommes et les femmes, ces dernières montrent des diamètres de fibres sensiblement plus petits que leurs homologues masculins. Cette différence semble jouer un rôle dans les capacités de génération de force du trapezius et pourrait expliquer la prévalence du développement des dysfonctions dans cette région chez les femmes.

Tableau 10. Principaux résultats de force en position neutre rapportés dans la littérature sur sujets sains hommes et femmes en fonction de l'âge (moyenne  $\pm$  EC).

AUTEURS	résol.	Nbre	Genre	AGE	TAILLE	POIDS	CIRC. Cou	EMG	FONCTION	POSITION	Unité	FLEX/DROITE	EXT/GAUCHE	Ratio
Staudte et Dühr 1994		75		14-24			32.3 ± 2.9						68.8 ± 24	
		27		25-34			32.6 ± 2.1						76.5 ± 25.6	
		14		35-44			32.2 ± 1.3						70.2 ± 19.4	
		8	F	31.6	166.7 ± 6.5	64.4 ± 10.3	34.1 ± 2.2						71.9 ± 17.1	
		6		55-64			36.7 ± 3.2						56.1 ± 19.8	
		10		65-74			35.5 ± 2.8						57.2 ± 16.9	
		3		>74			36 ± 2.4						44.6 ± 24.7	
		47		14-24			37 ± 2.8	non	EXT	neutre	N		173.2 ± 33.4	
		27		25-34			37.5 ± 2.1						169.9 ± 35	
		9		35-44			39.8 ± 3.3						157 ± 35.3	
		14	H	31.1	178.5 ± 6.7	78.2 ± 11.8	38.7 ± 3.1						137.6 ± 25.4	
		5		55-64			41.2 ± 3						139.7 ± 8.4	
		2		65-74			37.7 ± 2.1						108.1 ± 0.35	
		2		>74			40.2 ± 2.9						44.6 ± 16.8	
Jordan et al. 1999	C7-T1	10		28 23-30	170 168-175	61 50-82		non	FLEX/EXT	neutre jusqu'à +60° en flexion de -15° à -60° en extension	Nm	26.0 ± 6.8	52.7 ± 16.3	0.49
		10		34 31-39	166 164-180	62 55-80	32.4 ± 6					53.4 ± 16.8	0.61	
		10	F	45 41-48	165 160-177	67 53-80	25.9 ± 6.9					51.3 ± 13.8	0.50	
		10		57 53-59	161 155-167	70 54-83	26.5 ± 7.4					51.4 ± 13.9	0.52	
		10		66 60-69	161 150-174	58 52-75	22.4 ± 5.6					44.8 ± 14	0.50	
		10		24 21-28	184 169-192	80 63-90	36.5 ± 12.2					65.1 ± 15.1	0.56	
		10		34 31-38	184 178-192	81 79-90	36.4 ± 9.5					64.7 ± 20.5	0.56	
		10	H	46 41-49	178 173-186	85 67-100	31.9 ± 7.7					57.0 ± 12.3	0.56	
		10		54 51-59	179 176-195	85 80-105	33.3 ± 9.1					54.7 ± 13.7	0.61	
		10		65 62-69	175 165-183	76 57-81	23.6 ± 8.3					36.7 ± 11.8	0.64	
Vasavada et al. 2001	C7-T1 C4 mastoid C7-T1 C4 mastoid	5	F	32 ± 6	164 ± 9	65 ± 10	36 ± 2	non	FLEX/EXT IL RA	neutre	N.m	15.0 4.0 16.0 8.0 6.0 3.0	21.0 12.0	0.71
		11		30 ± 6	177 ± 8	77 ± 11	39 ± 2		FLEX/EXT IL RA			30.0 5.0 36.0 8.0 15.0 4.0	52.0 11.0	0.58
		19		23.9 ± 2.8	167.6 ± 6.1	60.4 ± 6.7			FLEX/EXT antérolatéral FLEX posterolatéral EXT			41.0 14.0 43.0 14.0 64.0 16.0	72.0 20.0 42.0 11.0 64.0 21.0	0.57
		21	F	24.4 ± 2.4	177.8 ± 4.8	78 ± 10.8			IL FLEX/EXT antérolatéral FLEX posterolatéral EXT IL			52.0 17.0 72.0 18.0 70.0 23.0 84.0 25.0 76.0 26.0	54.0 16.0 100.0 28.0 69.0 22.0 88.0 29.0 76.0 23.0	0.72
Valkeinen et al. 2002		8		22.8 ± 2.1	168.3 ± 6.2	64.1 ± 5.4		oui SCM, TS	FLEX/EXT	neutre	N	80.6	164.9	0.49
		10	F	33.5 ± 2.8	164.2 ± 4.8	60.3 ± 3.7						74.2	180.3	0.41
		10		48.7 ± 2.4	164.4 ± 4.3	66.7 ± 11.5						78.5	180.3	0.44
		9		23.1 ± 2.5	181.9 ± 5.6	82.7 ± 17.9						148.5	297.0	0.50
		10	H	32.9 ± 2.6	183.1 ± 9	81.4 ± 12.8						154.8	271.5	0.57
		10		48 ± 2.9	177.6 ± 4.2	85.4 ± 8.4						159.1	268.9	0.59

AUTEURS	résol.	Nbre	Genre	AGE	TAILLE	POIDS	CIRC. Cou	EMG	FONCTION	POSITION	Unité	FLEX/DROITE	EXT/GAUCHE	Ratio
Chui et al. 2002		17		27.5 19-39	159 152-154	50.9 38.5-70	non		40° FLEX/EXT	neutre	N	68.6 ± 19.87	74.1 ± 23.4	0.93
									20° IL			47.9 ± 19.8	44.6 ± 17.6	0.85
									pro/reTRACTION			46.8 ± 16.57	54.1 ± 19.3	
		19	F	49.6 40-59	158 149-170	58.1 47-80			40° FLEX/EXT			59.7 ± 15.86	70.6 ± 35.7	1.01
									20° IL			51.7 ± 18.71	53.9 ± 17	
									pro/reTRACTION			43.6 ± 13.99	59.1 ± 28.1	
		10		71.6 60-80	151 141-163	60.1 50.4-97.3			40° FLEX/EXT			54.4 ± 13.94	53.8 ± 24.5	0.94
									20° IL			49.7 ± 21.52	38.8 ± 19.8	
									pro/reTRACTION			40.5 ± 13.68	40.2 ± 13.6	
		17		27.7 20-39	171 164-181	64.9 53.6-85			20° FLEX/EXT			90.6 ± 35.9	96.2 ± 48.4	0.92
									20° IL			68.9 ± 30.2	63.7 ± 25.8	
									pro/reTRACTION			72.1 ± 25.1	66.3 ± 26.4	
17	H	51.4 40-59	165 151-180	63.7 50-81	20° FLEX/EXT	90.5 ± 24	98.1 ± 24.9	1.56						
					20° IL	76.5 ± 25.7	68.7 ± 23.7							
					pro/reTRACTION	76.0 ± 24.4	79.4 ± 21.8							
11		69.3 62-84	163 155-172	65.3 54.5-76.1	20° FLEX/EXT	85.3 ± 22.3	54.8 ± 22.9	0.83						
					20° IL	52.3 ± 20.1	45.8 ± 18.4							
					pro/reTRACTION	81.7 ± 26.1	46.0 ± 17.9							
Garces et al. 2002		15	F	20-40	165 ± 5	63.1 ± 11.8	non	FLEX/EXT	neutre 5° et 10° en flexion et extension	N.m	116.1 ± 45	139.4 ± 50.9	0.83	
		13		41-61	159 ± 3	68.3 ± 14.6					110.9 ± 38.4	135.8 ± 48.3	0.82	
		15		>60	161 ± 1	70.3 ± 9.7					85.6 ± 25.9	102.2 ± 30	0.84	
		27	H	20-40	178 ± 1	85.6 ± 15.4					211.2 ± 56.1	253.2 ± 67.3	0.83	
		13		41-61	169 ± 1	71.2 ± 5.6					155.1 ± 45.8	192.1 ± 43.4	0.81	
		11		>60	173 ± 1	78.7 ± 9.1					111.2 ± 31.5	143.6 ± 36.7	0.77	
Suryanarayana et Kumar 2005		20	F	22.6 ± 3.9	163 ± 6	57.3 ± 11.4	non	FLEX/EXT	neutre 25, 50, 75% flexion et extension	N	19.8 ± 10.2	39.5 ± 25.1	0.50	
		19	H	22.3 ± 3.7	177 ± 8	71 ± 12					31.4 ± 9.9	45.1 ± 24.3	0.70	
Salo et al. 2006	canal occulaire	57	F	20-29	167 ± 6	62 ± 9	non	FLEX/EXT	neutre	N	78.0 ± 21	193.0 ± 28	0.40	
		51		30-39	166 ± 6	65 ± 9		RA		Nm	8.1 ± 2.1	7.9 ± 2.1	0.40	
								FLEX/EXT		N	74.0 ± 18	184.0 ± 30		
		51		40-49	165 ± 6	66 ± 12		RA		Nm	7.8 ± 2.2	7.4 ± 2.2	0.37	
		61		50-59	164 ± 4	67 ± 11		FLEX/EXT		N	72.0 ± 23	197.0 ± 38		
RA	Nm		8.3 ± 2.6				8.2 ± 2.5	0.38						
Vasavada et al. 2007		14	F	21.6 ± 3	169 ± 3	66 ± 9	33.1 ± 2	non	FLEX/EXT	neutre	N	82 ± 26	173 ± 31	0.47
		14	H	25.8 ± 5.3	169 ± 3	74 ± 9	39.4 ± 2.2		cFLEX/cEXT*			127 ± 25	219 ± 32	0.58
									FLEX/EXT			149 ± 44	244 ± 69	0.61
								cFLEX/cEXT*	197 ± 44	292 ± 69	0.67			

FLEX : flexion, EXT : extension, IL : inclinaison latérale, RA : rotation axiale

\* valeurs corrigées par le poids de la tête

### 3.4.2. NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE & ENTRAINEMENT

---

De nombreuses études dans la littérature ont constaté la plasticité du muscle soumis à une période d'hyperactivité chronique (Moritani et deVries 1979, Abernethy et al. 1995). L'amélioration de force observée peut être due en partie à des adaptations nerveuses aux étages spinaux et paraspinaux et/ou à des modifications périphériques au sein du muscle lui-même de nature quantitatives et qualitatives. Les mécanismes nerveux peuvent se traduire par une augmentation de l'activité électrique des muscles agonistes (Moritani et deVries 1979, Hakkinen et Komi 1983), une diminution de l'activité des muscles antagonistes (Carolan et Cafarelli 1992, Amiridis et al. 1996) et/ou une amélioration de la coordination motrice (Rutherford et Jones 1986, McComas 1994). Les modifications périphériques peuvent se traduire par une augmentation du volume musculaire et/ou de la section musculaire (augmentation des protéines contractiles) (Moritani et deVries 1979, Staron et al. 1991, Garfinkel et Cafarelli 1992), une modification des propriétés élastiques du muscle (Pousson et al. 1991, Cornu et al. 1997), une augmentation de l'angle de pennation (Aagaard et al. 2001) et/ou une modification de la typologie musculaire (Staron et al. 1991).

Il n'existe que peu d'études rapportant les effets de l'entraînement ou de la pratique sportive sur l'évolution du couple de force maximal développé, des paramètres EMG et morphométriques des muscles du rachis cervical. En effet, quelques études rapportent des mesures force et de surface de section musculaires chez des sportifs utilisant spécifiquement leur rachis cervical (Portero et Guezennec 1995, Rezasoltani et al. 1999, 2005, Tsuyama et al. 2001). Portero et Guezennec (1995) mesurent les couples de force développés en inclinaison latérale isométrique et dynamique ( $30^{\circ}.\text{sec}^{-1}$ ) de populations de pilotes de chasse et de course automobile, de bobeurs et de sujets contrôles. Ils montrent que seuls les membres de l'équipe de France de bobsleigh exhibent des couples de force significativement supérieurs aux sujets sédentaires aussi bien en isométrique (+33-35%) qu'en isocinétique (+40-42%). Tsuyama et al. (2001) comparent deux populations d'athlètes judokas et lutteurs, montrant des forces plus importantes, comprises entre 19% et 72% (en fonction de l'angle), développées par les muscles du RC en flexion-extension chez les lutteurs associées à une plus large CSA globale chez ces derniers particulièrement en C2-C3 (+17%). Les groupes musculaires les plus concernés par cette différence de CSA étant les groupes postérieurs. De même, Razasoltani et al. (2005) comparent les forces développées en flexion et extension isométrique par deux populations de lutteurs, gréco-romains et libres, et une population de sujets contrôles. Ils montrent une différence significative de force aussi bien en flexion (-46%) qu'en extension (-24%) chez les contrôles par rapports aux lutteurs. Rezasoltani et al. (1999) étudient la CSA des muscles semispinalis capitis par ultrasonographie chez une population d'haltérophiles et de lutteurs et une population de sujets contrôles. Ils montrent une CSA plus importante chez les lutteurs comparés aux haltérophiles et aux

contrôles indépendamment de la latéralité mais non corrélée aux paramètres morphologiques (taille, poids) des sujets, ce qui suppose une adaptation spécifique de cette catégorie de sportifs.

Elliot et al. (2005) comparent la CSA de femmes regroupées par niveau d'activité physique par questionnaire. Ils montrent que les sujets les moins actifs présentent une CSA du semispinalis cervicis et capitis et du splenius capitis plus importante que les autres groupes. Les auteurs pensent que les sujets les plus actifs utilisent ces muscles de façon plus efficiente rapportée à la CSA de leurs muscles cervicaux. Il est à noter cependant que la population qui présente le taux d'activité physique le plus faible est également celui dont le poids est le plus élevé bien que ces auteurs ne montrent pas de corrélation entre l'infiltration graisseuse du muscle et le niveau d'activité (Elliott et al. 2005).

Conley et al. (1997) étudie l'effet de 2 types d'entraînement en force de 12 semaines, spécifique du RC et non spécifique (jambes + bras), sur l'activation et la CSA des muscles du rachis cervical mesurées par IRM. L'entraînement spécifique contient, en plus de l'entraînement non-spécifique, des extensions en concentrique et excentrique du rachis cervical à 75% et 100% de la charge maximale supportée. Les auteurs trouvent une augmentation de 13% de la CSA de l'ensemble des muscles du RC (de 19.5 à 22.0 cm<sup>2</sup>), uniquement pour les sujets soumis à l'entraînement spécifique du RC, associée à une augmentation de 33% de la force maximale soulevée en extension (de 17.9 à 23.9 kg) contrairement aux groupes contrôle et entraîné non-spécifiquement. Cette augmentation de la CSA globale semble être principalement due à l'augmentation de la CSA des muscles SplCap (+23.9%), SemiCap (+24.0%) et transversospinalis (SemiCerv + multifidus) (+24.9%). D'autres muscles, i.e. le LevScap, le longissimus cervicis + capitis et les SCA, présentent une augmentation, bien que plus relative (< 10%), de leur surface de section. L'augmentation de CSA globale observée dans cette étude est dans la gamme (5-12%) de celles rapportées après entraînement sur 8 à 16 semaines aussi bien pour le rachis cervical (Portero et al. 2001) que d'autres articulations (Moritani et deVries 1979, Garfinkel et Cafarelli 1992, Ploutz et al. 1994). Ce qui est plus surprenant c'est que certains muscles postérieurs présentent une augmentation de leur CSA de l'ordre de 25% (transversospinalis, SplCap, SemiCap), cela pourrait s'expliquer par leur faible niveau de sollicitation dans l'activité posturale. De plus, l'augmentation spécifique de la CSA de certains muscles (splenius capitis, semispinalis et multifidus) peut également refléter leur rôle prédominant dans la fonction d'extension comme cela a été démontré précédemment (Conley et al. 1995). De même, Portero et al. (2001) étudient l'effet d'un entraînement isométrique de 8 semaines en inclinaison latérale sur la CSA des muscles trapezius superior et sternocleidomastoideus par CT-scan. Ces auteurs rapportent une augmentation de la CSA variable en fonction de l'étage vertébral, de 8.8% à 6.4% pour le SCM et de 6.3% à 12.2% pour le TS en C5 et C7 respectivement, associée à une augmentation du couple de force de 35% lors de contractions isométriques maximales et 20% en isocinétique à vitesse lente (30°.s<sup>-2</sup>). La différence de

gain observée étant probablement due aux variations d'activation nerveuse propres aux régimes de contraction.

Aucune de ces précédentes études ne combinent leurs mesures de force à celles d'activité EMG musculaire. Seuls Conley et al. (1997), en mesurant le temps de relaxation transversal des protons (spin-spin) (T2) du tissu musculaire après entraînement, mettent en évidence une diminution de 31% de la CSA de la musculature totale utilisée pour soulever un poids à charge égale. En effet, il a été montré que l'exercice physique augmentait ce temps de relaxation (Fleckenstein et al. 1988) et que ces variations de T2 induites par l'exercice sont corrélées avec l'activité EMG intégrée et augmentent avec l'intensité d'exercice (Adams et al. 1992, Jenner et al. 1994), et la section (CSA) du muscle. Il semblerait donc que l'entraînement en force induise une meilleure efficacité des muscles du RC.

Ces résultats issus d'études à la fois transversales et longitudinales montrent bien que la pratique d'une activité physique régulière pourrait entraîner des adaptations musculaires et/ou nerveuses conduisant à un gain de force au niveau du rachis cervical. Il semblerait cependant que les muscles du rachis cervical doivent être spécifiquement sollicités pour aboutir à des modifications structurelles et fonctionnelles. En vol sous facteur de charge élevé, le rachis cervical est le seul segment qui reste mobile pour assurer une bonne vision au pilote dans toutes les directions comme nous l'avons vu dans le chapitre 2. Les muscles du RC sont donc particulièrement sollicités pour assurer la stabilité de l'ensemble tête-cou lorsque la contrainte augmente. D'après les différents constats faits dans la littérature sur les adaptations des muscles du rachis cervical à l'augmentation de la demande fonctionnelle et le niveau de sollicitation musculaire (activité EMG >50% MVC) en vol, on s'attend à observer une certaine plasticité des muscles du segment tête-cou chez les pilotes de chasse.

TABLEAU 11. Principaux résultats de force en fonction du niveau d'entraînement (moyenne  $\pm$  EC en position neutre) rapportés dans la littérature. FLEX : flexion, EXT : extension, IL : inclinaison latérale, RA : rotation axiale

AUTEURS	résol	SUJETS	GENRE	AGE	TAILLE	POIDS	STATUT	MODALITES	EMG	FONCTION	Position	UNITE	FLEX / DROITE	EXT / GAUCHE
Leggett et al. 1991	Thyroid	10	F + H	23 ± 3	171.2 ± 8.4	67.8 ± 11.6	contrôles	× 2 (1/sem)	non	EXT	126°	Nm	38.3	
		14		25 ± 3	172.5 ± 9.5	70.8 ± 15.5	entraînement	8 -12 RM × 10 (1 /sem) CONC (1s)/EXC(4s)					43.4	
Berg et al. 1994	C7-T1 vertèbre	17	F	40 ± 12	160 ± 6	60 ± 12	entraînement	× 8 (2/sem)	non	FLEX/EXT RA	neutre 30°flex à 30°ext	N.m	12.8 ± 4.5	23.2 ± 7.7
Portero et Guezennec 1995	C7-T1	7	H	23-28			Bobsleigh		non	IL	neutre 30°flex à 30°ext isocynétique 30°/s	N.m	52.7 ± 4.6	52.1 ± 6.2
		19	H	20-40			Pilotes F1			IL	neutre 30°flex à 30°ext isocynétique 30°/s	N.m	43.7 ± 8.7	44.9 ± 8.6
													36.3 ± 5.9	37.2 ± 5.9
		34	H	23-44			Pilotes chasse			IL	neutre 30°flex à 30°ext isocynétique 30°/s	N.m	34.6 ± 6.8	33.6 ± 6.3
Portero et al. 2001	C7-T1	7	H	27.6 ± 3.9	177.4 ± 3.8	70.1 ± 9	entraînement	0.8 RM × 8 (3/sem)	non	IL	neutre isocynétique 30°/s	N.m	34.3 ± 4.1	35.0 ± 3.8
Seng et al. 2003		10	H	24.2 ± 2	172 ± 3	69 ± 5	non-pilotes asymptomatique>1an		non	FLEX/EXT IL	neutre	N.m	25.5 ± 4.8	43.9 ± 9.1
		10		30 ± 3	172 ± 4	71 ± 7	pilotes de chasse	vol : 1375h (400h-3200h)		FLEX/EXT IL			30.2 ± 3.2	31.6 ± 4.6
Burnett et al. 2004		9	H	22	184.4	80.2	pilotes de chasse			FLEX/EXT IL	neutre	lbs N	24.1	40.2
		10	H	22.6	181.6	76.4	controles			FLEX/EXT IL		N N	18.8	25.8
Alricsson et al. 2004		20	H	29.4 ± 4.5	182 ± 5.2	81.1 ± 8	pilotes de chasse	vol : 1125 ± 615h		FLEX/EXT	neutre	Nm	38.0 ± 7.6	56.0 ± 13.9
		20		29.4 ± 3.1	180 ± 5.1	80 ± 6.8	pilotes de chasse	vol : 1153 ± 420h					45.0 ± 10.6	70.0 ± 14.3
Ang et al. 2005	C7-T1	14	H	37 ± 7.5	181 ± 5	81 ± 6.9	pilotes de chasse sains	vol : 1879 ± 1045	oui SCM, SplCap	FLEX/EXT	neutre	Nm	31.0 ± 5.7	57.0 ± 8.2
		16					pilotes de chasse symptomatiques	vol : 3073 ± 1689					28.0 ± 6.9	47.0 ± 8.6
		15					pilotes d'hélicoptère sains						29.0 ± 5.1	52.0 ± 11.4
		15					pilotes d'hélicoptère symptomatiques						28.0 ± 4.3	52.0 ± 11.1
Solevius et al. 2006		8	H	22.1 ± 0.6	178.5 ± 4.6	77.4 ± 6.5	pilotes de chasse	cadet	oui SCM, ES cervicaux et thoracique, TS	FLEX/EXT RA	neutre	N	316	155
		8		22.6 ± 0.9	177.5 ± 4.9	76.3 ± 6.8	pilotes de chasse	cadet		FLEX/EXT RA			337	200
Rezasoltani et al. 2005		14	H	20.5 ± 1.8	173	73.5 ± 19.7	lutteur greco-romain		non	FLEX/EXT	neutre	N	276.9 ± 52.9	422.9 ± 86.9
		16		21.2 ± 2.3	175	76.9 ± 10.8	lutteur libre						261.2 ± 54.3	368.2 ± 69
		16		21.1 ± 1.5	174	74.1 ± 10.8	non-athlète						144.4 ± 45.3	302.4 ± 63.8



### 3.4.3. EXPOSITION CHRONIQUE AU FACTEUR DE CHARGE +G<sub>z</sub>

---

Il est clairement établi que le vol sous facteur de charge est une activité sollicitante correspondant à des niveaux de contraction isométrique parfois supérieurs à 50% du maximum développé par les pilotes au cours de l'augmentation du facteur de charge pour stabiliser la tête dans la position désirée. Par contre, l'hypothèse que ces niveaux de sollicitation des muscles du RC en vol induisent des adaptations physiologiques chez les pilotes de chasse est plus controversée. Il existe peu d'études transversales (Alricsson et al. 2001, Seng et al. 2003, Burnett et al. 2004) comparant des pilotes de chasse avec une population de sujets non-pilotes en termes de capacité de force au niveau du segment tête-cou et d'autant moins si l'on s'intéresse à l'activité EMG et à la balance agonistes/antagonistes des muscles du rachis cervical. Les résultats de Seng et al. (2003) montrent des couples de force comparables chez des pilotes de chasse et des sujets contrôles non-pilotes, dans les plans sagittal et coronal. Par contre, Alricsson et al. (2001) montrent des couples de force en flexion et en extension supérieurs chez les pilotes de chasse quel que soit leur âge par rapport à une population de militaires physiquement actifs. De plus, ces auteurs rapportent une différence entre les niveaux de force en extension d'une population de jeunes pilotes (24-29 ans) et d'une population de pilotes plus âgés (30-42 ans), ces derniers étant plus faibles. Une étude longitudinale effectuée par Burnett et al. (2004) démontre qu'après 8 mois d'entraînement au vol (jusqu'à 4G<sub>z</sub>) d'une population de pilotes novices, ces derniers augmentent de manière significative leur force maximale volontaire uniquement en flexion isométrique du rachis cervical par rapport à une population contrôle.

De même, très peu d'études nous rapportent des informations sur le niveau d'endurance des pilotes de chasse (Phillips et Petrofsky 1983b, Alricsson et al. 2001, Ang et al. 2005). Il semblerait que la répétition des vols n'induit pas de modification de l'endurance des muscles du rachis cervical chez les pilotes lors de tests sous-maximaux en flexion par rapport à une population de militaires physiquement actifs (Alricsson et al. 2001). De plus, ces auteurs ne mettent en évidence aucune différence d'endurance en flexion et extension du rachis cervical entre des pilotes jeunes et des pilotes plus âgés. Par contre, Ang et al. (2005) montrent des différences dans l'apparition des signes de fatigue sur l'EMG de pilotes sains vs. pathologiques lors de contractions dans le plan sagittal mais uniquement pour les pilotes d'hélicoptère.

Dans une récente revue de questions sur les risques cervicaux des pilotes de chasse, Coakwell et al. (2004) soulignent l'importance potentielle de la prévention primaire dans la survenue des lésions cervicales, et plus particulièrement du rôle du renforcement spécifique des muscles du cou. Alricsson et al. (2004) montrent qu'un entraînement de type renforcement musculaire sur 8 mois induit une

augmentation de la force des fléchisseurs et des extenseurs ainsi qu'une augmentation de l'endurance des extenseurs d'une population de pilotes de chasse. Cependant, une seule étude à notre connaissance a tenté de démontrer l'efficacité d'un programme d'entraînement sur la tolérance d'une population de pilote de chasse à l'augmentation de la contrainte au niveau du RC (Sovelius et al. 2006). Ces auteurs montrent qu'après 6 semaines d'entraînement de type renforcement musculaire du RC ou trampoline, l'augmentation de force isométrique observée chez les pilotes en flexion et en extension est associée, en vol, à une diminution significative de l'activité EMG d'environ 50% des muscles SCM quelque soit le type d'entraînement pour des profils de vol comparables. Une diminution de l'activité EMG est également observée pour d'autres muscles à des degrés moindre, i.e. ES cervicaux (3% et 30%), TS (4% et 20%) et ES thoraciques (8% et 6%) (pour les entraînements en force vs. trampoline respectivement). De plus, ces auteurs montrent que ces effets sur les niveaux d'activation musculaire perdurent 3 mois après l'arrêt de l'entraînement. L'entraînement en force permettrait donc d'augmenter l'efficacité des muscles du rachis cervical chez les pilotes de chasses, comme cela a été décrit par Conley et al. (1997) par IRM fonctionnelle sur des sujets contrôles, pouvant permettre, en vol, une meilleure tolérance aux facteurs de charge et l'augmentation du délai d'apparition de la fatigue musculaire.

#### 3.4.4. INFLUENCE DE LA PATHOLOGIE

---

Les personnes souffrant de douleurs chroniques cervicales représentent environ 10% à 20% de la population générale avec une légère prévalence chez les femmes par rapport aux hommes. Il est classiquement décrit dans la littérature que les sujets présentant des douleurs cervicales chroniques présentent des niveaux de force plus faibles par rapport à des sujets asymptomatiques contrôles (Silverman et al. 1991, Ylinen et Ruuska 1994, Barton et Hayes 1996, Chiue t Sing 2002, Jordan et al. 2003, Ylinen et al. 2004, O'Leary et al. 2007a, b) bien que ces résultats soit soumis à la controverse (Falla et al. 2003, Ang et al. 2005). La contradiction des résultats en fonction des études peut être imputée aux différents outils et méthodologies utilisés comme nous l'avons vu précédemment, de même qu'à la nature du dysfonctionnement cervical et/ou aux caractéristiques et antécédents des sujets pathologiques.

Barton et Hayes (1996) rapportent des forces en flexion inférieures de 50% chez les patients cervicalgiques par rapport à des sujets contrôles. De même, Jordan et al. (1997) montrent que les sujets souffrant de douleurs cervicales présentent des forces en flexion et extension isométriques inférieures de plus de 50% par rapport aux contrôles. D'autres auteurs rapportent des niveaux moindres de l'ordre de 15-30% plus bas en flexion, craniocervical flexion, extension et rotation axiale chez des sujets symptomatiques par rapport à des sujets asymptomatiques (Ylinen et al. 2004,

O'Leary et al. 2007b). Cela montre que ce déficit n'est pas restreint à certains groupes musculaires contrairement à la prévalence de l'altération des groupes musculaires profonds montrée au niveau lombaire (Hides et al. 1994, Hodges et Richardson 1996). Il semble néanmoins que les patients cervicalgiques présentent une fonction altérée des fléchisseurs cervicaux profonds (longus colli et cervicis) résultant d'une plus grande activation des fléchisseurs superficiels (SCM) (Jull et al. 2004). En outre, les patients présentent des types d'activation anormaux des muscles scalenus anterior ou trapezius (Falla et al. 2004). Kumar et al. (2007) rapportent des différences de pics d'EMG sur les muscles TS, SCM et SplCap en contractions sous-maximales isométriques, i.e. au seuil de douleur vs. 20% MVC chez les patients cervicalgiques par rapport aux sujets sains respectivement. Les muscles SCM semblent les plus touchés aussi bien chez les patients masculins que féminins dans toutes les directions de mouvement (flexion, extension, inclinaison latérale et inclinaison postéro et antéro-latérale). Les muscles SplCap présentent des pics d'EMG significativement différents chez les patients cervicalgiques vs. sujets contrôles uniquement lors de contractions sous-maximales en flexion, inclinaisons latérale gauche et antérolatérale gauche. Concernant les TS, les auteurs rapportent des différences notables uniquement pendant l'extension. Les muscles SCM semblent donc avoir un rôle prépondérant dans la balance cervicale qu'ils aient une action agoniste, synergiste ou antagoniste (Kumar et al. 2007).

Par ailleurs, il a été également montré que les patients atteints de douleurs cervicales chroniques ou de dégénérescences arthrosiques présentent des signes EMG de fatigue accrue des groupes musculaires postérieurs et antérieurs à des niveaux de force élevés (Gogia et Sabbahi 1994). De même, des études cliniques réalisées chez des patients souffrant de migraine montrent une diminution de l'endurance des muscles fléchisseurs profonds du RCS importants dans le contrôle de la posture (Watson et Trott 1993, Jull et al. 1999). Falla et al. (2004) montrent une fatigue musculaire plus importante du côté du dysfonctionnement chez les patients souffrant de douleurs cervicales unilatérales. Dans une autre étude, Falla et al. (2006) montrent également que cette fatigue peut être réduite suite à un entraînement en force comme cela a été montré par Portero et al. (2001) sur sujets sains.

TABLEAU 12. Principaux résultats de force rapportés dans la littérature sur sujets symptomatiques en position neutre (moyenne  $\pm$  EC). FLEX : flexion, EXT : extension, IL : inclinaison latérale, RA : rotation axiale. NC : non communiqué

AUTEURS	Nbre	genre	AGE	TAILLE	POIDS	STATUT	MODALITES	EMG	FONCTION	UNITE	FLEXION/DROITE	EXTENSION/GAUCHE
Ylinen et Ruuska 1994	41	F	45 $\pm$ 5.9			symptomatique (48j à > 1 an)	réadaptation 3 sem.	non	FLEX/EXT	N	69.4 $\pm$ 30.6	142.2 $\pm$ 44.5
	15	H	45 $\pm$ 7.5								122.2 $\pm$ 63.9	204.4 $\pm$ 115.5
Highland et al. 1992	51	F				symptomatique	réadaptation* 8 sem.	non	EXT	Nm		18.3 $\pm$ 7.6
	49	H					hernie discale					35.1 $\pm$ 13.3
	14						disques dégénérés					26.3 $\pm$ 11.1
	6	H + F					raideur cervicale					21.1 $\pm$ 11.3
Vasavada et al. 2002	70											25.9 $\pm$ 14
	5	F	30 $\pm$ 6	164 $\pm$ 9	65 $\pm$ 10			oui SCM, TS, SplCap, SemiCap	FLEX/EXT	N		
	7	H	32 $\pm$ 5	180 $\pm$ 7	80 $\pm$ 7				IL			
									RA	Nm		NC
Ylinen et al. 2003	60		46 $\pm$ 5	164 $\pm$ 5	69 $\pm$ 12	symptomatique chronique >6 mois	contrôles	non	FLEX/EXT	N	59.0	136.0
									RA	Nm	6.0	6.6
	59	F	46 $\pm$ 6	165 $\pm$ 6	68 $\pm$ 10		entraînement en endurance 12 mois		FLEX/EXT	N	63.0	143.0
									RA	Nm	6.2	6.8
Ylinen et al. 2004	60		45 $\pm$ 6	165 $\pm$ 5	67 $\pm$ 11		entraînement en force 12 mois		FLEX/EXT	N	49.0	119.0
									RA	Nm	5.6	6.1
	21	F	44 $\pm$ 8	165 $\pm$ 5	69 $\pm$ 13	asymptomatique		non	FLEX/EXT	N	75.7 $\pm$ 23.5	187.1 $\pm$ 39.2
									RA	N.m	8.0 $\pm$ 2.4	7.4 $\pm$ 2.3
O'Leary et al. 2007	21		44 $\pm$ 6	166 $\pm$ 6	68 $\pm$ 10	symptomatique			FLEX/EXT	N	53.8 $\pm$ 18.3	132.1 $\pm$ 38.5
									RA	N.m	5.8 $\pm$ 1.2	6.1 $\pm$ 1.6
	47	F	27.8 $\pm$ 7.7	167.5 $\pm$ 6.1	62.6 $\pm$ 9.3	asymptomatique		non		N.m	6.3 $\pm$ 1.7	
	46		37 $\pm$ 10.1	166.2 $\pm$ 6.7	64 $\pm$ 10.6	cervicalgique > 3 mois(10/100 NID)			cranicervical FLEX	N.m	5.3 $\pm$ 1.5	
Kumar et al. 2007	17	F	48 $\pm$ 10	161 $\pm$ 7	67 $\pm$ 12	ccervicalgique chronique >3mois			FLEX/EXT postero/anterolat FLEX			
									IL			
	33		33 $\pm$ 17	162 $\pm$ 7	59 $\pm$ 10	sain		oui SplCap SCM TS (C4)	FLEX/EXT postero/anterolat FLEX	Nm		NC
									IL			
	17	H	56 $\pm$ 12	174 $\pm$ 8	90 $\pm$ 18	ccervicalgique chronique (>3mois)			FLEX/EXT postero/anterolat FLEX			
									IL			
	30		30 $\pm$ 13	175 $\pm$ 9	74 $\pm$ 11	sain			FLEX/EXT postero/anterolat FLEX			
									IL			

\* réadaptation: stretching, physiothérapie, exercices aérobies, entraînement en force des bras épaule et cou

Dans ce sens, des altérations de la morphologie des muscles ont été également mis en évidence au niveau cervical comme cela a été précédemment décrit au niveau des muscles paraspinaux de patients souffrant de douleurs lombaires (Hides et al. 1994, Kader et al. 2000, Lee et al. 2005). Les études concernant le rachis cervical de patients souffrant de douleur, bien que moins nombreuses, rapportent des altérations similaires (McPartland et al. 1997, Kristjansson 2004, Elliott et al. 2007b). Elliott et al (2007b) étudient les variations de CSA des muscles du rachis cervical chez une population de femmes ayant subi un coup du lapin (whiplash) au cours d'un accident automobile comparée à une population saine. Ils remarquent que les femmes atteintes présentent une plus petite CSA des muscles semispinalis cervicis (en C3, C5, C6), contrairement aux muscles plus superficiels (semispinalis et splenius capitis) qui présentent une CSA plus large en C3 chez les sujets pathologiques, de même que les muscles multifidus de C3 à C7. Aucune différence pour les muscles trapezius et sous-occipitaux n'est rapportée entre les deux populations. De plus, les auteurs ne montrent aucune corrélation entre les variations de CSA observées chez les sujets symptomatiques et l'intensité des douleurs (selon le NID : Neck disability index). Les résultats de variation de CSA des muscles multifidus peuvent être dues à l'infiltration graisseuse rapportée chez des sujets ayant subi un coup du lapin (Elliott et al. 2006). De même, une infiltration graisseuse plus importante a été rapportée par d'autres études aussi bien au niveau cervical (McPartland et al. 1997) qu'au niveau lombaire chez des sujets pathologiques (Mooney et al. 1997, Kader et al. 2000). L'infiltration graisseuse au niveau musculaire a été largement mise en évidence dans la littérature, notamment au niveau des groupes musculaires des membres inférieurs, suite à une diminution d'activité physique chez les personnes âgées principalement. L'infiltration graisseuse au niveau de certains muscles cervicaux pourrait donc être le reflet d'une altération du recrutement de ces muscles chez les patients cervicalgiques.

De plus, Kristjansson et al. (2004), en comparant la CSA du muscle multifidus au niveau de C4 par échographie d'une population de sujets symptomatiques comparée à des sujets sains, montrent que la réduction de la CSA des sujets symptomatiques est associée à une diminution de la luminosité des fascias séparant le multifidus du semispinalis cervicis. Cette altération pourrait être le reflet d'une mauvaise vascularisation de ces tissus ou d'une dégénérescence structurale.

Des études de typologie musculaire ont également été réalisées sur des sujets pathologiques. Elles montrent un passage d'une grande proportion de fibres lentes (type I) vers des fibres rapides (type II). Uhlig et al. (1995) examinent la composition de certains muscles postérieurs et antérieurs du RC chez des sujets sains et des patients souffrant de diverses dysfonctions cervicales. Pour l'ensemble des muscles, les auteurs trouvent des signes de transformation des fibres avec une proportion élevée de fibres de type II-a et II-b indépendamment de la pathologie, du sexe et de l'âge des sujets et quelle que soit la fonction du muscle. De plus, il semblerait que la survenue de ces modifications

typologiques au niveau du muscle antérieur obliquus capitis inferior soit corrélée avec la durée des symptômes chez les patients (Uhlig et al. 1995).

Les résultats de force associés aux données d'activité EMG et morphologiques des muscles du segment tête-cou indiquent que les troubles musculaires observés chez les patients souffrant de douleurs cervicales ne sont pas simplement attribuables à des réactions antalgiques. Ils semblent indiquer soit une perturbation de la coordination, i.e. les muscles "non-affectés" compensant les muscles "faibles", soit une désorganisation de l'activité motrice au niveau supérieur (SNC), à la suite de la persistance de la douleur.

## OBJECTIFS & HYPOTHESES EXPERIMENTALES

Ce travail a pour objectifs 1) d'examiner la part des facteurs morphologiques (surface de section musculaire) et nerveux (électromyographie de surface) responsables des différences de rapport de force du segment tête-cou entre hommes et femmes ainsi qu'entre pilotes de chasse sains et cervicalgiques, et 2) de mieux cerner l'influence des propriétés inertielles du casque et du genre sur les patrons de recrutement musculaire lors de vols simulés de sujets non-pilotes et également chez des pilotes sains et cervicalgiques en analysant le comportement cinématique 3D à 1G.

Ce travail est divisé en deux volets composés chacun de deux études.

La première étude concerne l'influence du genre sur les déterminants de la production de force du segment tête-cou dans le plan sagittal. Ainsi on a voulu déterminer si la CSA et/ou l'activité EMG agoniste et antagoniste des muscles du rachis cervical sont des facteurs déterminant de la différence de ratio de force en flexion / extension observé entre les hommes et les femmes. On a alors enregistré l'activité bilatérale des muscles fléchisseurs SCM et SCA, ainsi que des muscles extenseurs SplCap et PARA, et stabilisateurs (TS) au cours de contractions isométriques volontaires en flexion et en extension à 3 angles du segment tête-cou. De plus, pour chaque sujet, les surfaces de section des principaux muscles cervicaux visibles ont été déterminées à partir de coupes IRM axiales à chaque étage vertébral.

De façon similaire, dans la deuxième étude, on a voulu déterminer si les expositions chroniques au facteur de charge induisaient des modifications en termes de force, d'activité nerveuse et de CSA des muscles cervicaux chez une population de pilotes cervicalgiques comparés à des pilotes sains. On a alors combiné des mesures de couple de force du segment tête-cou en position neutre dans les plans sagittal et coronal à l'enregistrement bilatéral de l'activité EMG des muscles SCM, PARA et TS. Conformément à la première étude, les CSA des principaux muscles du rachis cervical ont été déterminés à partir de clichés IRM des pilotes.

La troisième étude examine les sollicitations musculaires en fonction des caractéristiques inertielles du casque et du genre induites par les accélérations modérées en Gz. Nous avons donc enregistré l'activité EMG des muscles fléchisseurs SCM et SCA, extenseurs PARA et SplCap et stabilisateur (TS) en condition de vol simulé (centrifugeuse) dans 4 positions stabilisées de flexion, extension et rotation combiné à l'extension (manœuvre "chek six ") du segment tête-cou en fonction de l'accélération (jusqu'à 4 Gz) dans 3 configurations de casque différentes. Nous avons également

effectué des tests de force avant et juste après la phase de centrifugation afin de quantifier l'activité EMG maximale en flexion et extension isométriques des muscles précédemment cités pour normaliser l'activité des muscles pendant la phase en centrifugeuse et rendre compte d'une éventuelle diminution de la MVC consécutive à la phase de vol simulé.

Dans la quatrième étude, on cherche à montrer l'influence des propriétés inertielles d'un casque sur la cinématique tridimensionnelle du segment tête-cou chez les pilotes de chasse ayant rapporté des douleurs cervicales après la campagne d'essais en vol du casque comparés aux asymptomatiques. Les mesures des amplitudes des mouvements principaux et couplés sont effectuées grâce à un système ultrasonore non-invasif d'analyse du mouvement en 3D (zebris®). Pour chaque groupe de pilotes les tests sont effectués tête nue et pour deux configurations de casque différentes. L'influence du poids du casque est également abordée en condition de vol réels sur 6 pilotes asymptomatiques par une mesure de force isométrique développée et de l'activité EMG associée des muscles SCM, PARA et TS en flexion, extension et inclinaison latérale droite et gauche avant et juste après le vol pour les deux configurations de casque testées.

Dans la dernière partie du document, les applications pratiques et l'intérêt de ces travaux pour des investigations futures sont discutés.



## 4. FORCE, CSA, FORCE SPECIFIQUE ET ACTIVITE EMG DES MUSCLES CERVICAUX ~ SUJETS NON-PILOTES HOMMES ET FEMMES ET PILOTES SAINS ET CERVICALGIQUES

### 4.1. METHODOLOGIE GENERALE

#### 4.1.1. MESURE DES COUPLES DE FORCE SUR ERGOMETRE ISOCINETIQUE

##### 4.1.1.1. DISPOSITIF EXPERIMENTAL

Les mesures de couple de force du segment tête-cou dans les plans sagittal et coronal ont été réalisées grâce à un dispositif céphalique spécifique adaptable sur ergomètre isocinétique (Biodex Corp., Shirley, NY, USA) développé au Laboratoire de Physiologie Neuromusculaire de l'Institut de Myologie (AIM) et au laboratoire Interaction équilibre posture mouvement (INSERM UMR 731) de l'hôpital Rothschild en collaboration avec le laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM. Des tests de reproductibilité sur cet ergomètre ont été réalisés dans les deux plans montrant une bonne répétabilité des mesures avec des coefficients de corrélation intraclasse (CCI) compris entre 0.88 et 0.97 (erreur type = 0.92 – 2.11) (Lecompte et al. 2006).

##### 4.1.1.2. METHODE

Le sujet est assis sur un siège réglable avec un angle tronc-cuisse de 90°, tête droite. Le torse est maintenu grâce à un système de contention ajustable à l'aide de pads antérieur et latéraux limitant les mouvements compensatoires du sujet qui pourrait amener à une surestimation de la force du rachis cervical (Jordan et al. 1999). La tête est maintenue dans un système de contention céphalique par des pads recouverts de mousses placées en regard des os temporaux pour l'inclinaison latérale et des os frontal et occipital pour la flexion-extension (Figure 27). Il est demandé au sujet de pousser sur ces pads dans les différentes directions, la force est ensuite transmise au couplemètre de l'ergomètre dont l'axe de rotation est aligné avec l'épineuse de la septième cervicale (C7) du sujet. Une séquence d'échauffement standardisée qui consiste en une répétition de 4 à 6 efforts sous-maximaux est réalisée par le sujet avant les tests de force.

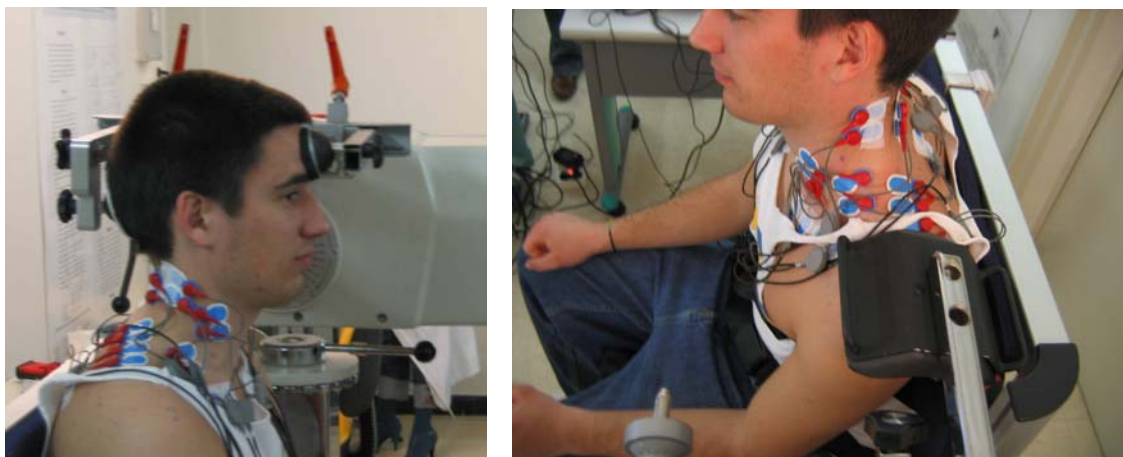


FIGURE 27. Sujet dans l'ergomètre pour les mouvements de flexion-extension en position neutre (à gauche) et dispositif de mesure de force en élévation de l'épaule (à droite).

#### 4.1.2. EMG DE SURFACE

L'enregistrement électromyographique de surface (EMG) est obtenu grâce à plusieurs paires d'électrodes de surface placées selon les recommandations du projet SENIAM (Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscle, SENIAM 5, 1997). L'impédance peau-électrode est préalablement diminuée grâce à une légère abrasion avec de l'alcool ( $Z < 1 \text{ k}\Omega$ ). Les sites des électrodes ont été déterminés afin d'être le plus précis possible par une technique de marquage anatomique de la peau et palpation musculaire (Sommerich et al. 2000). Les électrodes ont été placées à une position neutre du segment tête-cou du sujet ( $0^\circ$ ) avec le muscle d'intérêt en légère contraction. Les signaux myoélectriques et mécaniques (couple, angle) sont ensuite transmis à une unité de conversion électronique, synchronisés et enregistrés sur ordinateur. La fréquence d'échantillonnage est fixée à 1 kHz sur 16 voies. Les signaux sont également visualisés en temps réel sur l'ordinateur.

#### 4.1.3. CSA

##### 4.1.3.1. ACQUISITION DES IMAGES PAR IRM

Un appareil de Résonance Magnétique Nucléaire (aimant de 1,5 Tesla) est utilisé afin d'effectuer l'imagerie musculaire dans le service de radiologie de l'Hôpital d'Instruction des Armées Bégin. L'examen consiste en une IRM anatomique sans injection. Le sujet est installé dans l'appareil d'IRM, allongé sur le dos dans une position standardisée. La consigne donnée au patient est de ne pas bouger ni déglutir pendant l'acquisition des images. A l'issue de l'examen, une série d'images axiales

et sagittales espacées de 5 mm couvrant une zone allant de la base du Pons à la 2<sup>ème</sup> vertèbre thoracique est obtenue et enregistrée au format DICOM®. L'orientation du plan de coupe en axiale est fixée perpendiculairement à la table et celui en sagittal perpendiculairement au précédent. La phase a été placée latéralement afin de ne pas bruite les muscles dans le sens antéropostérieur. La largeur de la boîte a été fixée en prenant en compte la largeur des épaules avec une résolution de 0,72 mm/pixel. Les coupes T1 spin-echo ont été effectuées tous les 4,5 cm avec une épaisseur de 4,5 cm.

#### 4.1.3.2. TECHNIQUE DE CONTOURAGE

La méthode de calcul des muscles utilisée s'appuie sur les travaux précédents menés au Laboratoire de Biomécanique (ENSAM Paris CNRS UMR 8005). Les surfaces de section (CSA) sont calculées à partir de contours musculaires tracés manuellement sur des coupes IRM axiale au format IRM DICOM (Pomero et al. 2004, Jolivet 2007). La sélection des coupes axiales se fait de la manière suivante:

- 1- On sélectionne la coupe sagittale pour laquelle le canal rachidien est le plus large
- 2- On place manuellement un point au centre du disque à chaque étage cervical de C2-C3 à C7-T1.
- 3- Le logiciel sélectionne la coupe axiale la plus proche correspondante (environ une coupe sur 4).
- 4- Sur chaque coupe axiale, on décrit manuellement le contour du muscle à reconstruire par une série de points et une spline passant par ces points est alors calculée. Pour chacun des contours, les aires qu'ils délimitent sont déterminées en tenant compte de la résolution.

#### 4.1.3.3. SELECTION DES MUSCLES ET REGROUPEMENTS FONCTIONNELS

Les muscles ont été regroupés par fonction (fléchisseurs, extenseurs, inclinateurs) pour chaque étage vertébral entre C2-C3 et C7-T1. A l'intérieur de ces regroupements, les muscles ont été individualisés au maximum. Cependant, à certains étages quelques muscles n'étant pas dissociables nous avons effectué des regroupements fonctionnels:

- les muscles multifidus et semispinalis cervicis ont été regroupés en transversospinalis
- les muscles semispinalis capitis et splenius capitis et cervicis ont été regroupés à partir de C5-C6
- les muscles scalenus anterior n'étaient visibles qu'en C6-C7 et C7-T1
- les muscles scalenus posterior et medius ont été regroupés sauf en C7-T1 où ils apparaissaient distinctement.

Concernant les muscles trapezius en C6-C7 et C7-T1 la surface de section calculée n'est qu'une sous-estimation de sa valeur réelle du fait de la restriction de la largeur du champ de coupe.

---

## 4.2. ETUDE I : FORCE, CSA ET ACTIVITE EMG DES MUSCLES FLECHISSEURS ET EXTENSEURS DU RACHIS CERVICAL A DIFFERENTS ANGLES CHEZ DES SUJETS SAINS HOMMES VS. FEMMES JEUNES

---

### 4.2.1. METHODE

---

#### 4.2.1.1. SUJETS

Douze hommes et 12 femmes sains, tous volontaires, ont participé à cette étude. Les données anthropométriques sont présentées dans le Tableau 13. Tous les sujets étaient physiquement actifs mais aucun d'autre eux ne pratiquaient d'entraînement spécifique du rachis cervical. Les sujets ont signé un consentement de participation éclairé avant de se soumettre aux différents tests et ont rempli un questionnaire sur leur antécédent de douleurs cervicales (N.I.D., Wlodyka-Demaille et al. 2002). Les résultats de ce questionnaire, implémentés par l'analyse des clichés IRM, ont montré qu'aucun d'entre eux ne souffraient d'atteinte dégénérative ou de douleur au niveau cervical. Ce protocole a été validé par avance par le comité consultatif de protection des personnes dans la recherche biomédicale (CCPPRB n°0414) de la Pitié-Salpêtrière à Paris.

#### 4.2.1.2. EMG DE SURFACE

L'enregistrement de l'activité musculaire par EMG de surface est obtenu grâce à 12 paires d'électrodes de surface (Ag/AgCl, Blue Sensor N-00-S, Medcotest, Ølstykke, Danemark) placées de façon bilatérale sur les muscles sternocleidomastoïdeus, scalenus, paraspinaux, splenius capitis et trapezius superior. Les électrodes de référence (1/muscle) sont placées sur des parties osseuses (Figure 28). L'impédance peau-électrode est préalablement diminuée grâce à une solution d'alcool-acétone et un rasage de la peau si nécessaire ( $Z < 10 \text{ k}\Omega$ ). L'acquisition des signaux myoélectriques et mécaniques (couple et position angulaire) est effectuée par un enregistreur 16 voies (modèle ME6000, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlande) et pré-amplifiés sur site. Les signaux sont filtrés en temps réel par un passe-bande (8-500 Hz) et par un filtre réjecteur 50 Hz. La fréquence d'échantillonnage est fixée à 1 kHz par voie.

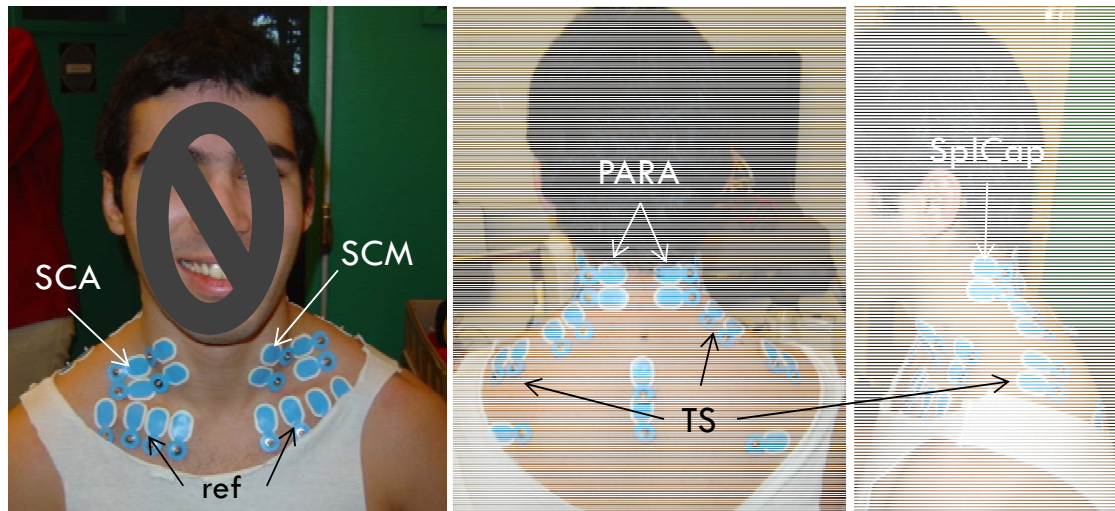


FIGURE 28. Placement des électrodes de surface en regard des muscles paraspinaux (PARA), sternocleidomastoïdeus (SCM), scalenus (SCA), trapezius superior (TS) et splenius capitis (SplCap).

#### 4.2.1.3. COUPLE DE FORCE EN FLEXION ET EN EXTENSION

On demande aux sujets d'effectuer 3 contractions maximales volontaires (MVC) d'environ 5 secondes en flexion et extension du rachis cervical à 3 angles différents, i.e. à 15° de flexion de la tête, à 0° (position neutre) et à 15° d'extension de la tête. Le passage aux différents angles et pour les 2 fonctions est effectué dans un ordre aléatoire pour éviter les erreurs systématiques. De même, une période de repos de 2 minutes est respectée entre chaque contraction pour éviter un effet cumulatif de la fatigue sur la fonction cervicale (Sommerich et al. 2000). Un protocole identique de mesure de force est également effectué pour la fonction d'élévation de l'épaule à 90° de façon bilatérale.

#### 4.2.1.4. TRAITEMENT DES DONNEES

L'essai correspondant au couple de force isométrique maximal du sujet et l'activité EMG des muscles associée est retenu pour l'analyse à chaque angle. La RMS des signaux est calculée sur une fenêtre de 0,5 s lorsque le couple de force est stable. Pour les groupes musculaires PARA, SCM et SCA, lorsqu'ils agissent en tant qu'agoniste dans le mouvement, les données de RMS à chaque angle sont normalisées en calculant le pourcentage de l'amplitude de la RMS à 0° (position neutre). Lorsque ces groupes musculaires agissent comme antagonistes dans le mouvement, la valeur de la RMS est normalisée en calculant le pourcentage de l'amplitude de la RMS lorsque le muscle agit en tant qu'agoniste au même angle.

Afin d'estimer la tension spécifique ( $\text{Nm}/\text{cm}^2$ ) des muscles fléchisseurs et extenseurs, la CSA maximale de chaque muscle (ACSA) a été retenue et le couple de force à un angle donné a été divisé

par la somme des ACSA regroupées fonctionnellement. Le ratio des ACSA des fléchisseurs / extenseurs a été calculée pour chaque groupe.

#### 4.2.2. STATISTIQUES

Les données anthropométriques ont été comparées entre les hommes et les femmes par un test de Student non-apparié. Une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (angle) a été réalisée pour comparer les couples de force en flexion et en extension séparément de même que les ratios de force flexion / extension. Les niveaux d'activité EMG et l'efficacité neuromusculaire des muscles agonistes ainsi que les niveaux de coactivation des muscles antagonistes ont été comparés séparément par une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (angle x niveau de contraction) pour chaque fonction séparément. Les CSA des muscles ont été analysées par une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (niveaux de coupe et latéralité) pour chaque muscle. Les ACSAs des muscles fléchisseurs et extenseurs ont été comparées entre les hommes et femmes par une ANOVA à un facteur groupe et un facteur fonction (fléchisseurs vs. extenseurs). Le ratio des ACSA fléchisseurs / extenseurs a été comparé en fonction du groupe par une ANOVA à un facteur. La tension spécifique des muscles fléchisseurs et extenseurs à chaque angle a été analysée par une ANOVA à un facteur groupe et mesures répétées (angle x fonction). Des tests post hoc de Newman-Keuls ont été utilisés lorsque appropriés. Le seuil de significativité a été fixé à  $P < 0.05$ .

#### 4.2.3. RESULTATS

##### 4.2.3.1. DONNEES ANTHROPOMETRIQUES

Les résultats montrent que les hommes sont plus lourds, plus grands et ont une circonférence de cou plus importante par rapport aux femmes, par contre ces dernières présentent un pourcentage de masse grasse plus important que les hommes (Tableau 13).

TABLEAU 13. Caractéristiques morphologiques des sujets hommes et femmes; MG (masse grasse en %), MM (masse maigre en kg), Circ cou (circonférence du cou). \*  $P < 0.001$  : différence significative inter-groupe. Les valeurs présentées correspondent aux moyennes  $\pm$  écart type.

	AGE (ANS)	POIDS (Kg)	TAILLE (CM)	MG (%)	MM (Kg)	CIRC COU (CM)
FEMMES	27.8 $\pm$ 2.1	61.6 $\pm$ 8.0 *	169.9 $\pm$ 5 *	27.9 $\pm$ 6.1	44.0 $\pm$ 3.2 *	32.8 $\pm$ 2.0 *
HOMMES	28.5 $\pm$ 4.1	77.2 $\pm$ 5.7	177.4 $\pm$ 3.3	19.6 $\pm$ 2.7 *	62.0 $\pm$ 3.3	38.9 $\pm$ 1.2

#### 4.2.3.2. INFLUENCE DU GENRE SUR LA RELATION COUPLE-ANGLE EN FLEXION ET EXTENSION CERVICALE.

Les couples développés par les femmes sont plus faibles que les hommes en extension d'environ 40% ( $F=30.4$ ,  $P<0.001$ , Figure 29) sans influence de l'angle. En flexion, ils sont non seulement plus faibles chez les femmes d'environ 51% ( $F=44.2$ ;  $P<0.001$ ) mais de plus, diminuent significativement en position d'extension uniquement chez les femmes (interaction genre x angle,  $F=3.9$ ,  $P<0.05$ , figure MVC). Globalement, le ratio des couples en flexion / extension est plus élevé chez les hommes ( $0.65 \pm 0.04$  vs.  $0.54 \pm 0.04$ ,  $P<0.05$ ) quelle que soit la position du segment tête-cou. De plus, il diminue significativement chez les femmes uniquement en position d'extension ( $0.50 \pm 0.05$ ) comparé à ceux obtenus en position neutre ( $0.55 \pm 0.05$ ,  $P=0.067$ ) et en position de flexion ( $0.57 \pm 0.03$ ,  $P<0.05$ ).

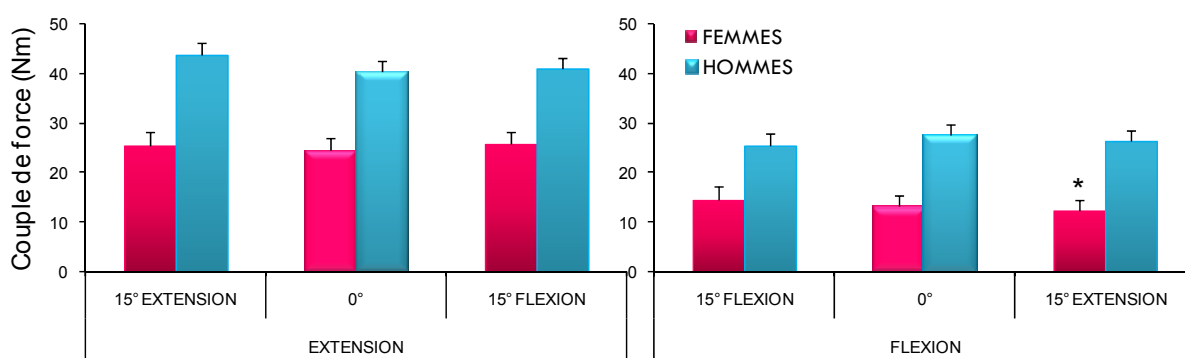


FIGURE 29. Capacité de production de couple de force volontaire isométrique des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis cervical en fonction du genre. \* $P<0.05$  entre les couples mesurés à 15° d'extension et de flexion pour un groupe considéré.

#### 4.2.3.3. INFLUENCE DU GENRE SUR L'ACTIVITE EMG ET L'EFFICIENCE NEUROMUSCULAIRE.

Lors des contractions maximales en flexion, la RMS et l'efficacité neuromusculaire (NME) des fléchisseurs sont plus faibles chez les femmes comparées aux hommes (-42%,  $F=9.3$ ,  $P<0.01$ ) quel que soit le niveau de contraction et l'angle (Figure 30). La NME est significativement plus faible à 25% MVC qu'aux autres niveaux de contraction ( $F=8.2$ ,  $P<0.001$ ). De plus, la NME diminue en position d'extension (15°) pour les deux groupes (13-16%,  $F=6.7$ ,  $P<0.01$ ).

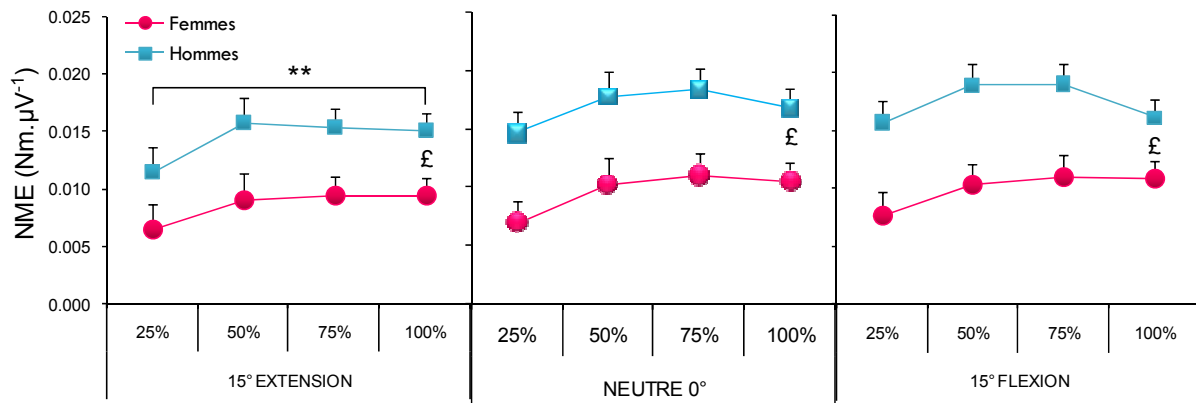


FIGURE 30. Efficacité neuromusculaire ( $\text{Nm}/\mu\text{V}$ ) des muscles fléchisseurs (SCA et SCM droits et gauches moyennés) en fonction du genre, du niveau de contraction et de l'angle du segment tête-cou. \*\* $P < 0.01$  : NME à 15° d'extension < NME aux autres angles globalement. £ $P < 0.01$  : Femmes < Hommes globalement.

Le niveau de coactivation des muscles antagonistes PARA et stabilisateurs (TS) est plus élevé chez les femmes en position d'extension par rapport aux autres angles et notamment pour les niveaux de contraction maximaux (interaction genre x angle x niveau, PARA :  $F=3.3$ ,  $P<0.01$ , TS :  $F=3.4$ ,  $P<0.01$ ; Figure 31). En revanche, la coactivation du SplCap est très élevée mais atteint des valeurs similaires pour les deux groupes (Figure 31).

Lors de l'extension cervicale isométrique, la NME des extenseurs est plus faible chez les femmes de 28% ( $F=5.2$ ,  $P<0.05$ ) sans influence de l'angle. La NME est plus faible à 25%MVC comparé aux autres niveaux de contraction. De plus, le niveau de coactivation des muscles fléchisseurs SCM (H : 9 vs. F : 11.6%,  $P>0.05$ ) et SCA (H : 35 vs. F : 38%,  $P>0.05$ ) n'est pas significativement différent entre les groupes. Par contre, les muscles stabilisateurs (TS) présentent une activité EMG plus élevée chez les femmes et notamment à 100% de la MVC ( $F=4.0$ ,  $P<0.01$ ).



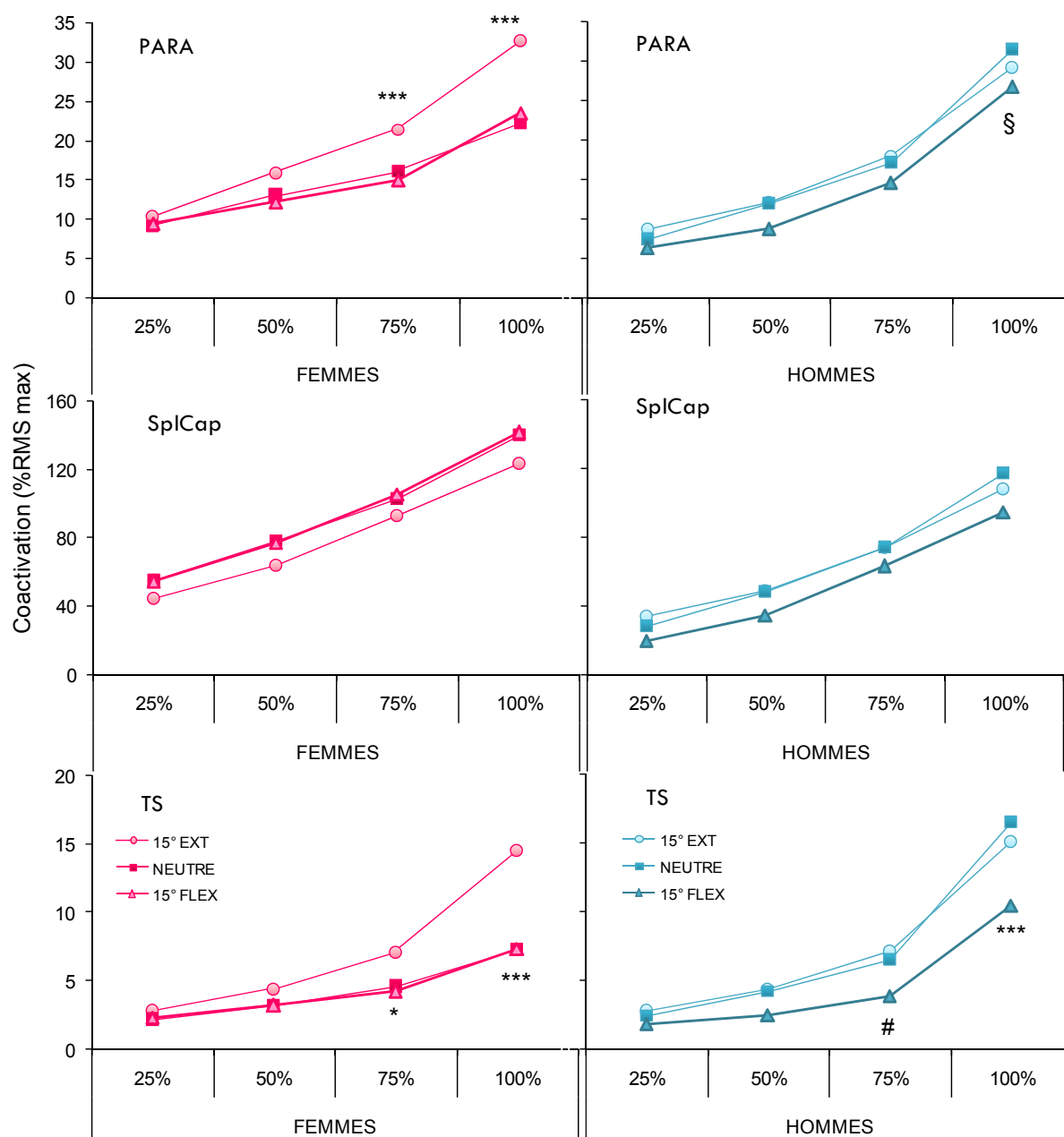


FIGURE 31. Coactivation des muscles PARA, SPL et TS (% RMS max respectivement en extension et élévation d'épaule). \* $P < 0.05$ , \*\*\* $P < 0.001$  : différence entre 15° EXT vs. Neutre et 15° Flex pour les femmes. \*\*\* $P < 0.001$  : différence entre 15° EXT vs. Neutre et 15° Flex ; § $P < 0.01$  : entre Neutre vs. 15° Flex; # $P < 0.05$  : différence entre 15° EXT vs. 15° Flex pour les hommes. Les erreurs-types ont été omises pour la clarté des résultats.

#### 4.2.3.4. INFLUENCE DU GENRE SUR LA CSA DES MUSCLES CERVICAUX

*Compartiment antéro-latéral.* Globalement, la surface de section musculaire des muscles antérieurs du cou (SCM et LC) est significativement plus faible chez les femmes que les hommes (-29%, effet principal genre,  $F = 28.7$ ,  $P < 0.001$ ). Néanmoins, seules celles des muscles superficiels i.e. les SCM sont significativement plus faibles (-33%,  $P < 0.001$ ) chez les femmes, comparés aux LC (-9%,  $P > 0.05$  ;

interaction genre x muscle,  $F=42.4$ ,  $P<0.001$ ). De plus, la CSA des muscles LC diminue en s'éloignant des épaules uniquement chez les hommes qui présentent également des SCM avec une forme plus aplatie que les femmes (interaction genre x muscle x niveau de coupe,  $F=3.0$ ,  $P<0.05$ , Figure 32). En revanche, aucune différence de latéralité n'est constatée.

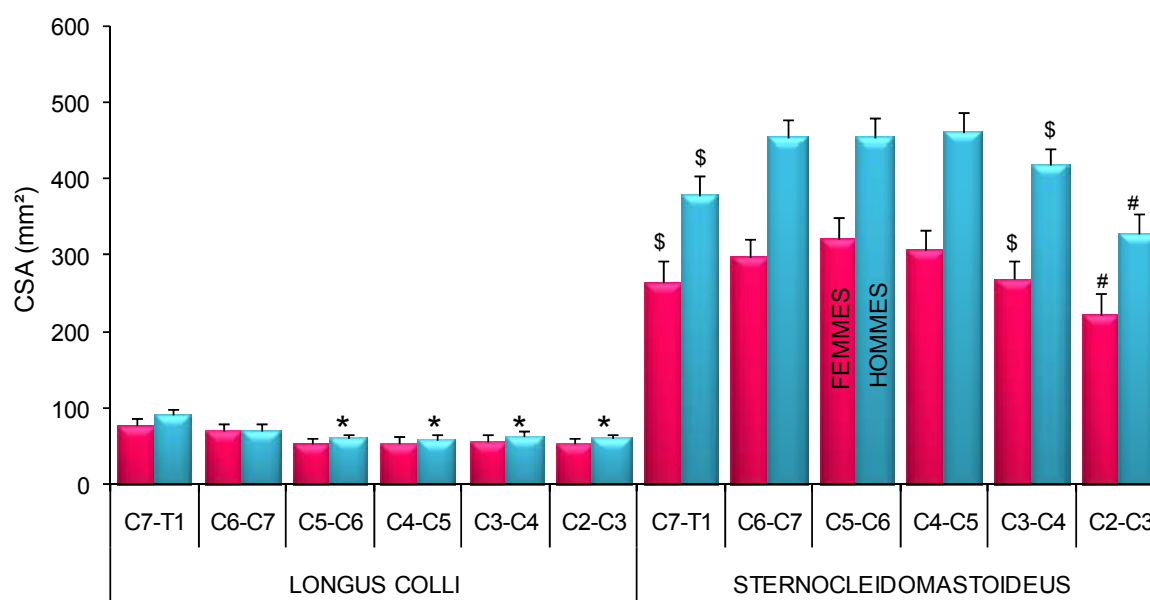


FIGURE 32. CSA (mm<sup>2</sup>) des muscles LC et SCM (côtés moyennés) à différents niveaux cervicaux chez des hommes et des femmes. \* $P<0.05$ : différence vs. aux valeurs en C7-T1 pour un groupe donné. # $P<0.001$ : différence vs. autres niveaux pour un groupe donné. \$ $P<0.001$ : différence vs. valeurs en C6-T7, C5-C6 et C4-C5 pour un groupe donné.

Les muscles scalenus ont été divisés en deux groupes (scalenus anterior, ScaAnt vs. scalenus medius, ScaMed et scalenus posterior, ScaPost) selon les résultats d'études récentes par EMG invasive qui ont notamment mis en évidence le rôle du muscle ScaMed en tant qu'extenseur du rachis (Gabriel et al. 2004). Les 3 chefs étaient clairement visibles à C7-T1, étage auquel leur CSA est plus faible de 14 à 27% chez les femmes ( $F=8.2$ ,  $P<0.001$ ) sans différence entre les 3 chefs. Le ScaAnt est significativement plus étroit à C6-C7 qu'à C7-T1 (-41%,  $F=53.5$ ,  $P<0.001$ ).

L'angulaire de l'omoplate ou levator scapulae (LevScap) présente une CSA plus élevée chez les hommes et notamment au niveau caudal (interaction genre x niveau,  $F=3.6$ ,  $P<0.01$ , Figure 33).

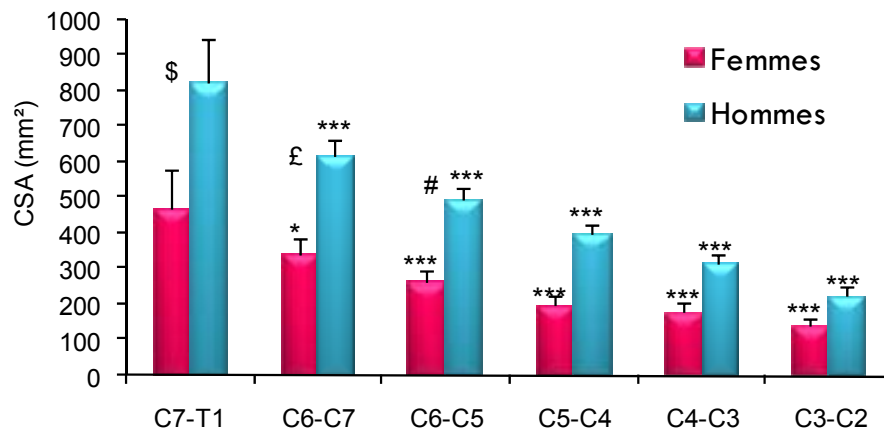


FIGURE 33. CSA (mm<sup>2</sup>) du muscle levator scapulae en fonction de l'étage vertébral. \*P<0.05; \*\*\*P<0.001 vs. C7-T1 pour un groupe considéré. #P<0.05, £P<0.01; \$P<0.001: différence hommes / femmes.

*Compartiment postérieur.* Le trapèze supérieur (TS) est plus large chez les hommes et également aux étages inférieurs (interaction genre x niveau, F=4.2, P<0.001, Figure 34).

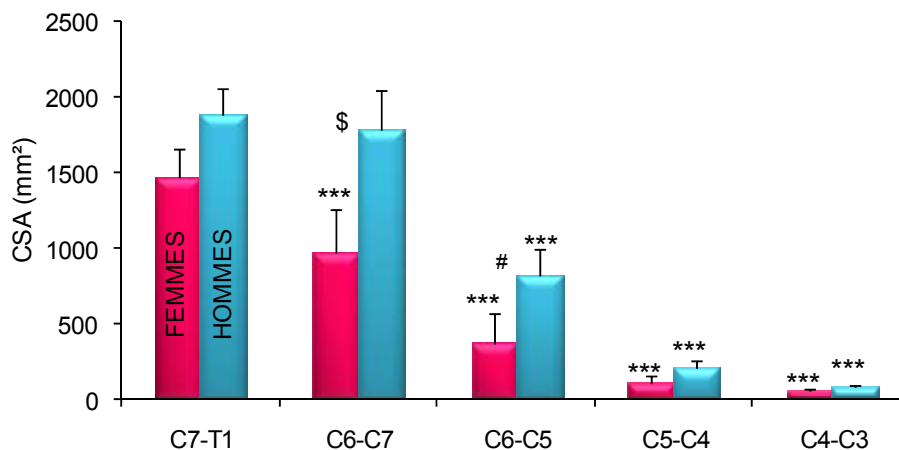


FIGURE 34. CSA (mm<sup>2</sup>) du muscle trapezius superior (TS) en fonction de l'étage vertébral et du genre. \*\*\*P<0.001 vs. C7-T1 pour un groupe considéré. #P<0.05; \$P<0.001: différence hommes/femmes.

La CSA des muscles splenius capitis (SplCap) est globalement plus faible chez les femmes (-42%, effet genre, F=40.2, P<0.001) et notamment aux étages supérieurs. De plus, la CSA des SplCap diminue significativement en direction caudale chez les hommes uniquement (interaction genre x niveau, F=4.7, P<0.01, Figure 35). C'est le cas également du SemiCap qui est plus étroit chez les femmes d'environ 38% (F=63.3, P<0.001, Figure 36). Ces deux muscles n'étaient pas clairement individualisés aux étages inférieurs entre C6 et T1.

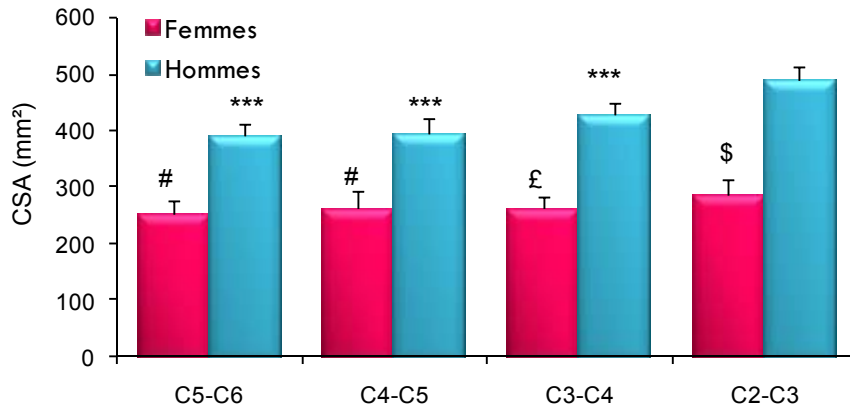


FIGURE 35. CSA (mm<sup>2</sup>) du muscle splenius capitis (SplCap) en fonction de l'étage vertébral et du genre. \*P<0.05; \*\*\*P<0.001 vs. C2-C3. #P<0.05 ; £P<0.01 ; \$P<0.001 : différences hommes/femmes pour un étage cervical considéré.

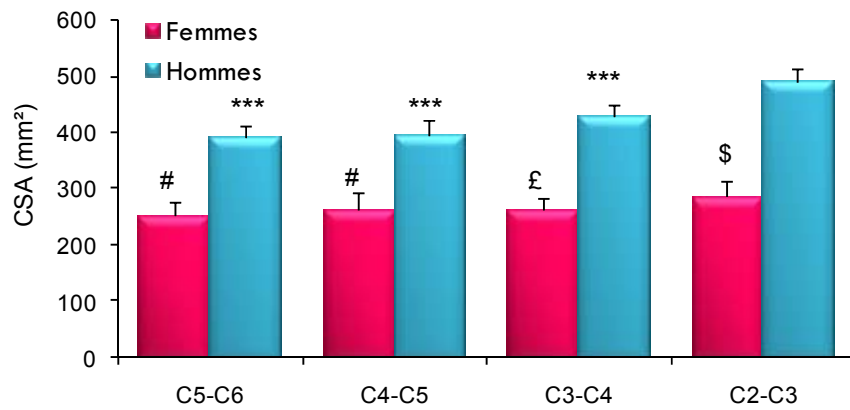


FIGURE 36. CSA (mm<sup>2</sup>) du muscle semispinalis capitis (SemiCap) en fonction de l'étage vertébral et du genre. \*\*\*P<0.001 vs. C2-C3 pour un groupe considéré. #P<0.05; £P<0.01; \$P<0.001 : différence hommes vs. femmes

La CSA des muscles profonds paraspinaux (PARA : Multifidus + Semispinalis Cervicis) est également plus faible chez les femmes (-25%, effet genre,  $F=23.8$ ,  $P<0.001$ ) et notamment à C6-C7 (-36%, interaction genre x étage,  $F=6.5$ ,  $P<0.001$ , Figure 37). Ainsi, la relation CSA – niveau de coupe des muscles profonds est de forme parabolique entre C2 et C7 avec un maximum entre C6 et C7 chez les hommes alors que chez les femmes, la CSA diminue uniquement au niveau de l'étage supérieur (Figure 37).

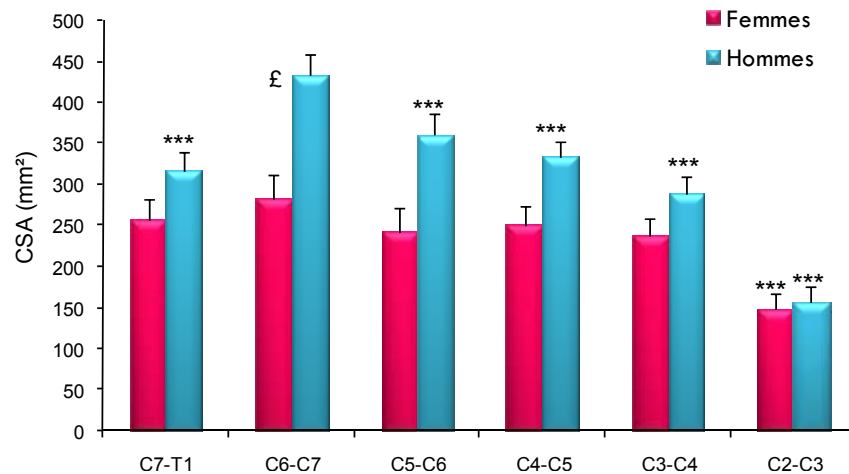


FIGURE 37. CSA (mm<sup>2</sup>) des muscles profonds postérieurs (PARA : Multifidus + Semispinalis Cervicis) en fonction de l'étage cervical et du genre. \*\*\*P<0.001 : différence vs. C6-C7. £P<0.01 : différences hommes/femmes pour un étage cervical considéré.

*ACSA des muscles cervicaux en fonction du genre.* Une ANOVA à 3 facteurs "groupe", "latéralité" et "muscle" a permis de comparer les ACSA des muscles entre eux et indique une interaction genre x muscle significative ( $F=8.6$ ,  $P<0.001$ ; Figure 38). Les SCM sont plus larges que les LC ( $H : P<0.001$  ;  $F : P<0.05$ ) mais également les SCA uniquement chez les hommes ( $P<0.01$ ). Chez les hommes, les LC sont plus étroits que tous les extenseurs ( $P<0.001$ ) alors que chez les femmes, ils sont plus étroits que les SemiCap, TS et LevScap uniquement (i.e. pas différent de SplCap, transversospinalis). Le LevScap est plus large que les autres extenseurs, excepté le TS chez les hommes, alors que chez les femmes, il est proche du SCM ( $P=0.09$ ) et plus large uniquement par rapport au SplCap. Globalement, les hommes présentent un ratio ACSA fléchisseurs / ACSA extenseurs plus faible que les femmes indiquant une ACSA des fléchisseurs relativement plus élevée chez les femmes ou une ACSA des extenseurs relativement plus élevée chez les hommes ( $0.29\pm0.01$  vs.  $0.36\pm0.01$ ,  $F=11.8$ ,  $P<0.01$ ; Figure 38).

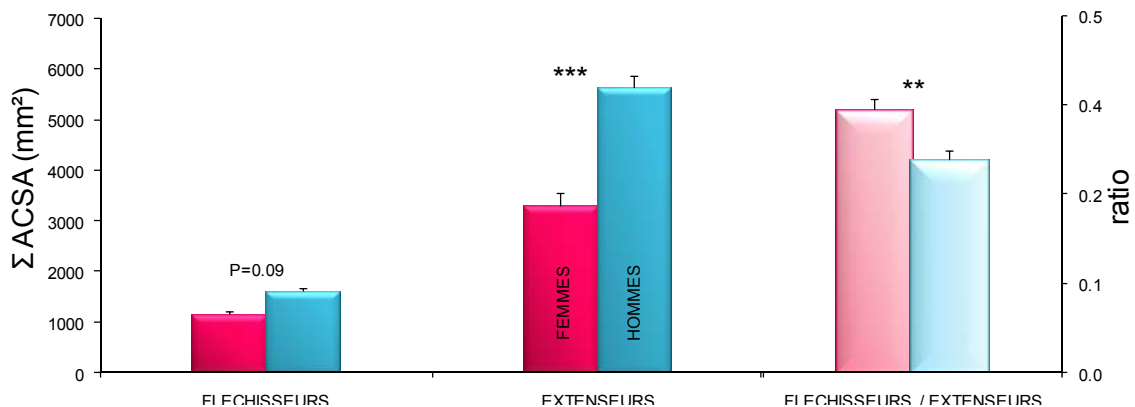


FIGURE 38. Somme des ACSA (mm<sup>2</sup>) des muscles fléchisseurs et extenseurs; et ratio des ACSA fléchisseurs/extenseurs chez les hommes et les femmes. \*\*P<0.01 ; \*\*\*P<0.001 : différence entre hommes vs. femmes.

#### 4.2.3.5. FORCE SPECIFIQUE EN FLEXION ET EN EXTENSION EN FONCTION DU GENRE

Les ratios entre couple de force et l'ACSA moyenne des muscles fléchisseurs (SCM + LC + ScaAnt) et extenseurs (SplCap + ScaMed+post + Transversospinalis + SemiCap) ont été calculés pour chaque angle et chaque fonction. Globalement, la force spécifique en extension est plus faible qu'en flexion (45%,  $F=127$ ,  $P<0.01$ ). En flexion, elle est plus faible chez les femmes (31%,  $F=20.1$ ,  $P<0.001$ ) et dépendante de l'angle, contrairement aux hommes. Par contre, en extension, aucun effet significatif n'est observé (interaction fonction x genre x angle,  $F=4.7$ ,  $P<0.05$ , Figure 39).

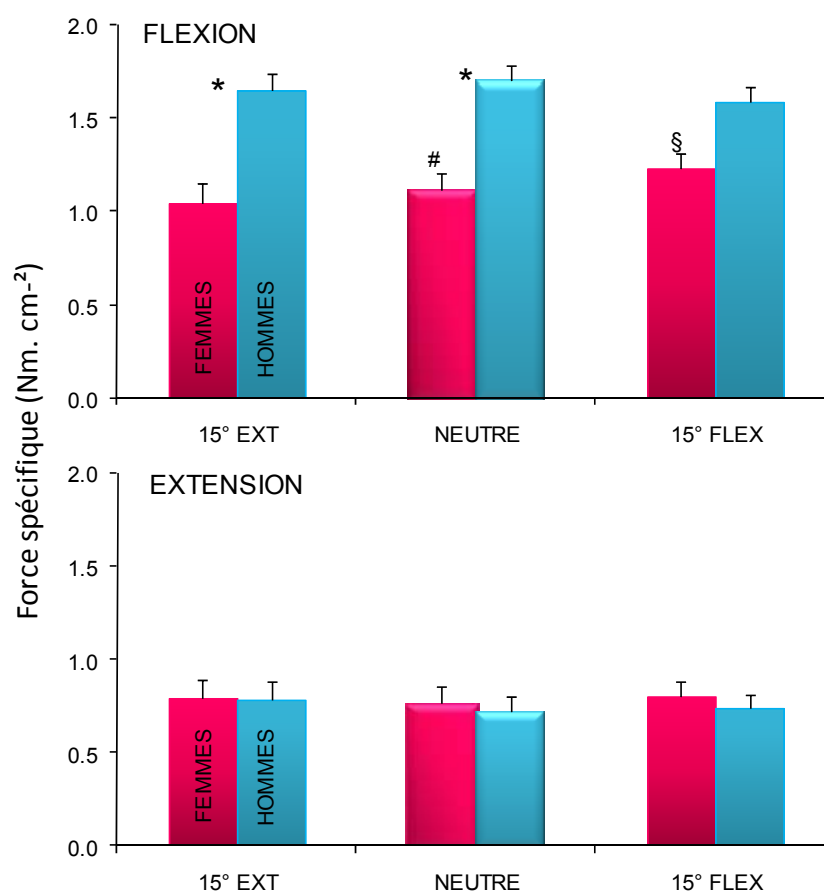


FIGURE 39. Ratios couple / ACSA (Nm/cm<sup>2</sup>) en flexion et en extension chez les hommes et les femmes. \* $P<0.05$  :  $H>F$  pour un angle donné. § $P<0.01$  :  $15^{\circ}\text{EXT} < 15^{\circ}\text{FLEX}$ . # $P<0.05$ :  $15^{\circ}\text{EXT}<\text{NEUTRE}$  chez les femmes.

---

### 4.3. ETUDE II : FORCE, CSA ET ACTIVITE EMG DES MUSCLES DU RACHIS CERVICAL DANS LES PLANS SAGITTAL ET CORONAL CHEZ DES PILOTES DE CHASSE SAINS VS. CERVICALGIQUES

---

#### 4.3.1. METHODE

---

##### 4.3.1.1. SUJETS

Dix pilotes asymptomatiques (âge :  $38 \pm 5$  ans; taille :  $178.8 \pm 4.5$  cm; poids :  $78.5 \pm 9.5$  kg; circonférence du cou :  $39.1 \pm 1.5$  cm; heures de vol :  $2439 \pm 1236$  h) et 9 pilotes cervicalgiques (âge :  $39 \pm 3$  ans; taille :  $178.5 \pm 6.9$  cm; poids :  $78.2 \pm 10.6$  kg; circonférence du cou :  $38.7 \pm 1.5$  cm; heures de vol :  $2705 \pm 1064$  h) d'essais de l'Armée de l'Air française ont participé à cette étude. Les groupes ne présentent aucune différence morphologique et d'âge ( $P < 0.05$ ). Tous les sujets ont donné leur accord pour participer à l'étude et ont rempli au préalable un questionnaire adapté du Neck Pain and Disability Scale (Wlodyka-Demaille et al. 2002) sur l'intégrité de leur rachis cervical et leurs antécédents douloureux. Certaines questions ont été doublées et transcrites au vol. Les douleurs cervicales étant communes chez les pilotes d'avion de chasse, aucun d'entre eux n'a obtenu de score nul mais à la date de l'étude aucun ne limitait son activité de vol.

##### 4.3.1.2. TESTS DE FORCE SUR ERGOMETRE ISOCINETIQUE

Les tests de force consistent en 3 contractions maximales volontaires maintenues pendant 5 secondes pour chaque fonction, i.e. flexion, extension, inclinaison latérale droite et gauche, avec la tête en position neutre ( $0^\circ$ ). Une période de repos de 2 minutes est respectée après chaque contraction pour éviter un effet fatigue (Sommerich et al. 2000), de plus une période de 5 minutes est nécessaire pour passer du plan frontal au plan sagittal. L'ordre des fonctions est randomisé pour éviter tout effet systématique.

##### 4.3.1.3. EMG DE SURFACE

L'activité EMG de surface est enregistrée de façon couplée avec les mesures de force. Les électrodes ont été placées à une position neutre du segment tête-cou du sujet ( $0^\circ$ ) avec le muscle d'intérêt en légère contraction. Les électrodes, de type Ag/AgCl bipolaires réutilisables (InVivo metrics, Healdsburg, CA), sont placées de façon bilatérale en regard des muscles sternocleidomastoïdeus (SCM), au 2/3 de la longueur entre la mastoïde et la fourchette sternale, paraspinaux (PARA) en C3/C4 et trapezius superior à 2cm en distale par rapport au milieu de la ligne acromion-C7

(Sommerich et al. 2000) avec une distance interélectrode de 10 cm (Siegmund et al. 2007). L'électrode de référence est placée au poignet.

#### 4.3.1.4. ACQUISITION DES DONNEES

Les signaux myoélectriques et mécaniques (couple, angle, vitesse) en sortie sont transmis à un amplificateur (biosignal amplifier, g.tec medical engineering GmbH; Graz, Autriche), filtrés (-6 dB), numérisés, synchronisés et enregistrés sur ordinateur. La fréquence d'échantillonnage est fixée à 1 kHz sur 9 voies. L'enregistrement des valeurs de couple est effectué grâce à un logiciel spécifique (Protags, AIM) et le système de programmation LabVIEW (National) qui recueillent les informations de couple, de position et de vitesse issues de l'ergomètre isocinétique.

#### 4.3.1.5. TRAITEMENT DES DONNEES

Le traitement des signaux EMG est également effectué grâce aux systèmes d'exploitation LabVIEW et Protags. L'essai correspondant au couple de force isométrique maximal du sujet et l'activité EMG des muscles associée sont retenus pour l'analyse. Nous effectuons ensuite un découpage temporel du signal EMG sur une fenêtre de 0,5 s lorsque le couple de force est maximal et stable. Les signaux ainsi découpés sont ensuite filtrés par un passe-bande 6-500Hz et par un filtre réjecteur à 50Hz. On calcule ensuite la root mean square (RMS) des signaux ainsi filtrés. Pour les groupes musculaires PARA et SCM, lorsqu'ils agissent en tant qu'agoniste dans le mouvement d'inclinaison latérale, les données de RMS sont normalisées en calculant le pourcentage de l'amplitude de la RMS à 0° en flexion-extension. Lorsque ces groupes musculaires agissent comme antagonistes dans le mouvement, la valeur de la RMS est normalisée en calculant le pourcentage de l'amplitude de la RMS lorsque le muscle agit en tant qu'agoniste. Pour les groupes musculaires TS, les données de RMS sont normalisées en calculant le pourcentage de l'amplitude de la RMS à 0° en extension. L'efficacité neuromusculaire (NME) en inclinaison a été estimée en calculant le rapport du couple de force sur la RMS maximale normalisée.

#### 4.3.2. STATISTIQUES

---

Le score global des questionnaires a été comparé entre les pilotes par un test de Student non-apparié. La force a été comparée entre les groupes de pilotes par une ANOVA à une voie (groupe) et à mesures répétées (fonction). Les niveaux d'activité EMG et l'efficacité neuromusculaire des muscles agonistes ainsi que les niveaux de coactivation des muscles antagonistes ont été comparés



séparément par une ANOVA à deux voies (groupe x fonction). Les CSA des muscles ont été analysées par une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (niveaux de coupe et latéralité) pour chaque muscle. La force spécifique des groupes musculaires fléchisseurs, extenseurs et inclinateurs a été analysée par une ANOVA à un facteur groupe et mesures répétées (fonction). Des tests post hoc de Newman-Keuls ont été utilisés lorsque appropriés. Le seuil de significativité a été fixé à  $P < 0.05$ .

### 4.3.3. RESULTATS

#### 4.3.3.1. QUESTIONNAIRES

Le score global calculé d'après les réponses aux questions concernant la vie courante est plus élevé chez les pilotes symptomatiques ( $20.8 \pm 17.0$ ) que chez les asymptomatiques ( $8.1 \pm 12.8$ ,  $P < 0.05$ ). Les pilotes symptomatiques présentent également un score plus élevé pour les questions relatives au vol par rapport aux pilotes sains ( $44.6 \pm 32.0$  vs.  $15.7 \pm 24.1$ ,  $P < 0.05$ ).

#### 4.3.3.2. COUPLE DE FORCE DANS LES PLANS SAGITTAL ET CORONAL EN POSITION NEUTRE

L'ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (fonction) indique une interaction significative groupe x fonction ( $F=3.5$ ,  $P < 0.05$ , Figure 40). Les ANOVA par fonction révèlent que les pilotes cervicalgiques présentent des couples similaires aux pilotes sains dans le plan sagittal uniquement. Dans le plan coronal, la MVC est significativement plus élevée en inclinaison droite et gauche ( $P < 0.05$ ) chez les pilotes sains comparés aux pilotes symptomatiques.

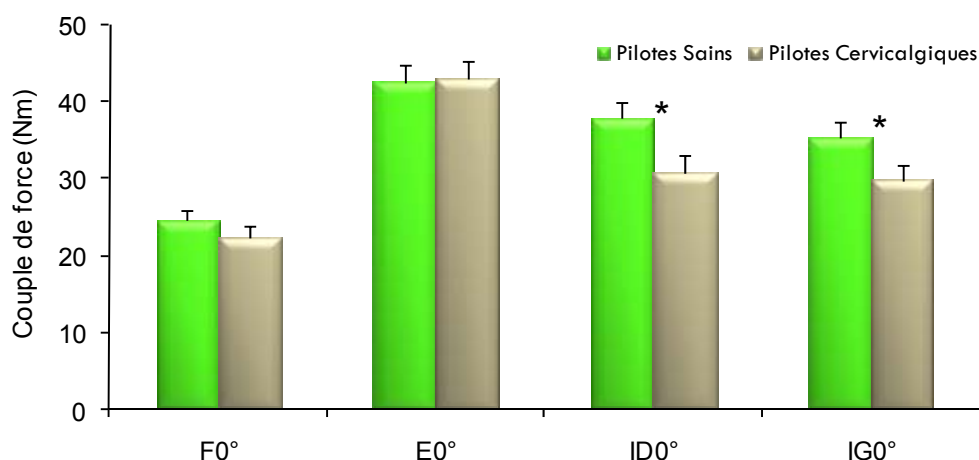


FIGURE 40. Capacité de production de force volontaire isométrique (Moyenne  $\pm$  SE) dans les plans sagittal (F : flexion, E : extension) et coronal (ID : inclinaison droite, IG : inclinaison gauche) chez les pilotes sains et cervicalgiques. \* $P < 0.05$ : différence entre pilotes sains vs. cervicalgiques.

#### 4.3.3.3. SURFACE DE SECTION TRANSVERSALE (ACSA) DES MUSCLES CERVICAUX

*Compartiment antéro-latéral.* La CSA des SCM n'est pas différente entre les deux groupes de pilotes mais diminue du cou vers la tête ( $P < 0.001$ ). Par contre, la CSA du scalenus antérieur est plus large chez les pilotes cervicalgiques vs. sains sur les deux étages explorés (+17%  $P < 0.05$ ) avec une diminution en direction craniale de la CSA (-38%,  $P < 0.001$ ). C'est également le cas des deux autres chefs considérés comme des extenseurs (Gabriel et al. 2004) bien que la différence entre les groupes n'atteint pas le seuil de significativité. La CSA des LC est plus élevée chez les cervicalgiques sans toutefois atteindre le seuil de significativité (14%,  $P = 0.13$ ) notamment entre C3 et C4 (+24%,  $P = 0.08$ , Figure 41).

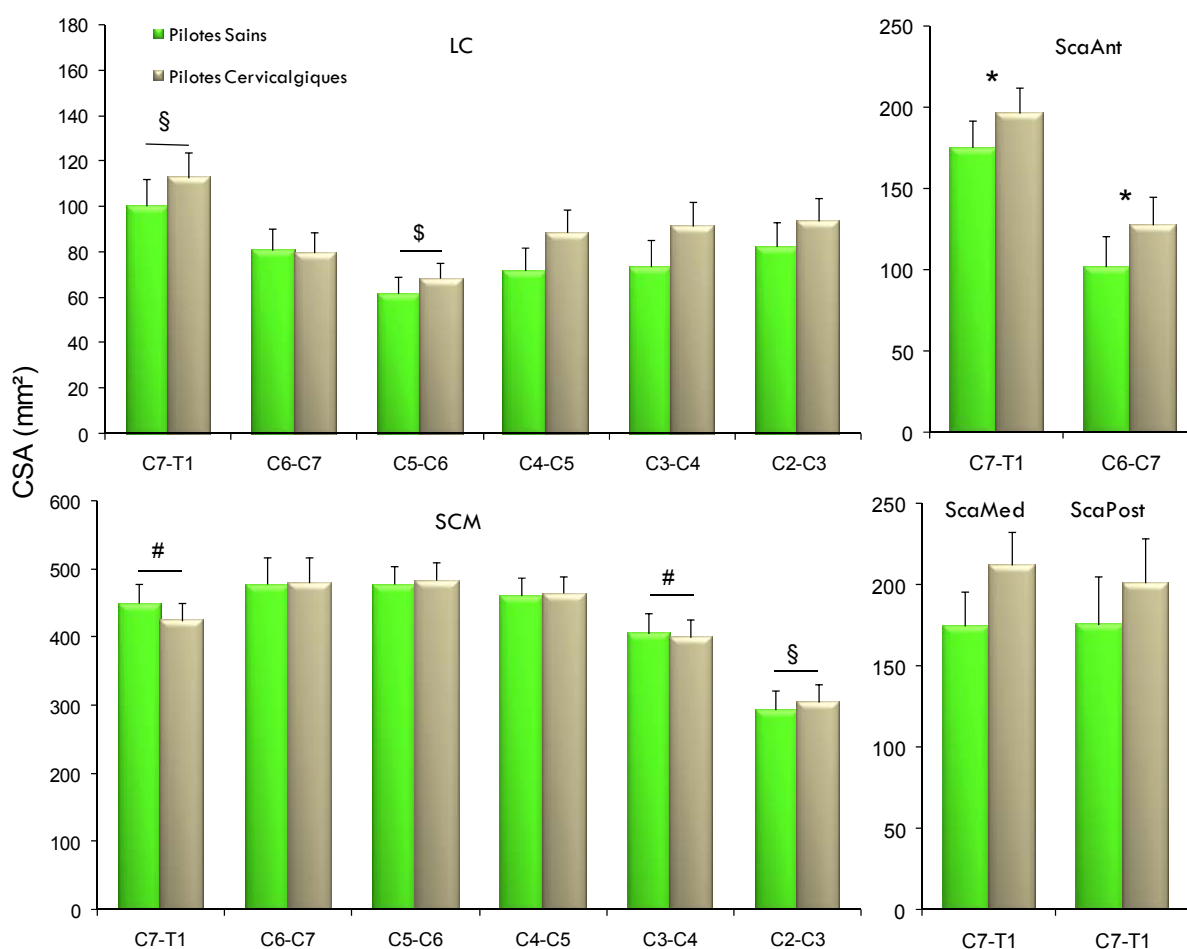


FIGURE 41. CSA (mm<sup>2</sup>) du muscle longus colli (LC) scalène antérieur (ScaAnt), medius (ScaMed) et postérieur (ScaPost) et sternocléidomastoïdeus (SCM) à différents étages du rachis cervical de pilotes de chasse sains et cervicalgiques. \* $P < 0.05$  entre sains et cervicalgiques. § $P < 0.001$  ; # $P < 0.05$  : différence entre les étages compris entre C7 et C4 pour le SCM. . § $P < 0.001$  ; \$ $P < 0.01$  : différence par rapport aux autres étages pour le LC.

*Compartiment postérieur.* La CSA des muscles TS et LevScap n'est pas différente entre les deux groupes de pilotes mais augmente significativement en direction caudale ( $P < 0.001$ , Figure 42).

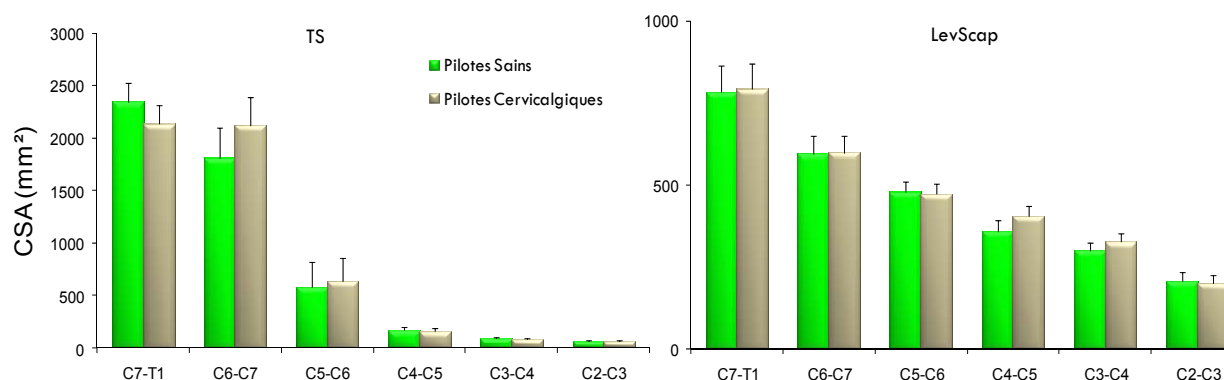


FIGURE 42. CSA (mm<sup>2</sup>) des muscles trapezius superior (TS) et levator scapulae (LevScap) à différents étages du rachis cervical de pilotes de chasse sains et cervicalgiques.

Le muscle SplCap présente en revanche une CSA supérieure chez les pilotes sains en C4-C5 (+27%,  $P < 0.01$ ) alors qu'aux autres étages aucune différence n'est constatée. A l'inverse, le SemiCap est plus large chez les pilotes cervicalgiques sans atteindre le seuil de significativité statistique (10%,  $P = 0.11$ ). Ces deux muscles indivisibles aux étages inférieurs présentent une CSA qui augmente vers le crâne (Figure 43,  $P < 0.001$ ). Les muscles profonds transversospinalis (multifidus + semispinalis cervicis) présentent une tendance similaire (9%,  $P > 0.05$ ) avec toutefois une différence significative à l'étage C3-C4 (22%,  $P < 0.01$ , Figure 44) et une tendance à l'étage C2-C3 (33%,  $P = 0.12$ ).

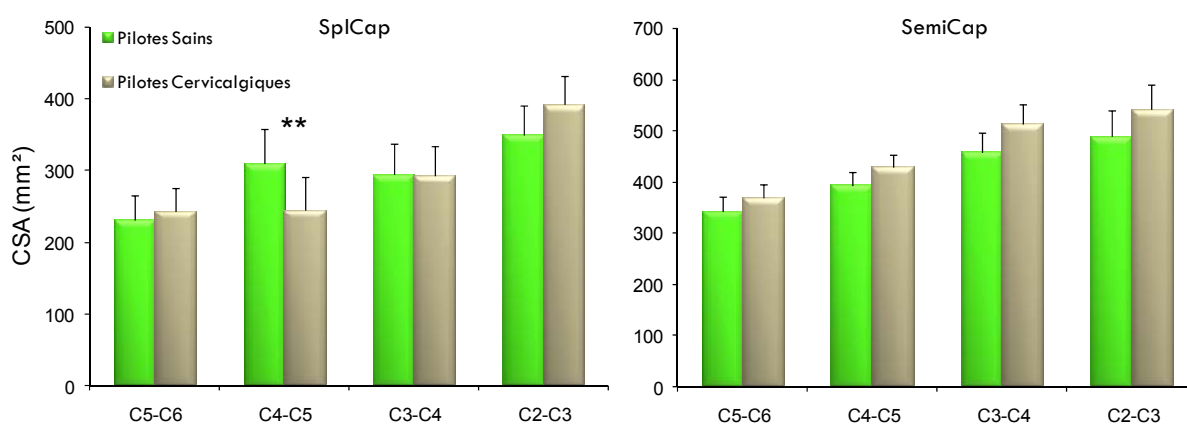


FIGURE 43. CSA (mm<sup>2</sup>) des muscles Splenius capitis (SplCap) et Semispinalis capitis (SemiCap) à différents étages du rachis cervical de pilotes de chasse sains et cervicalgiques. \*\* $P < 0.01$ .

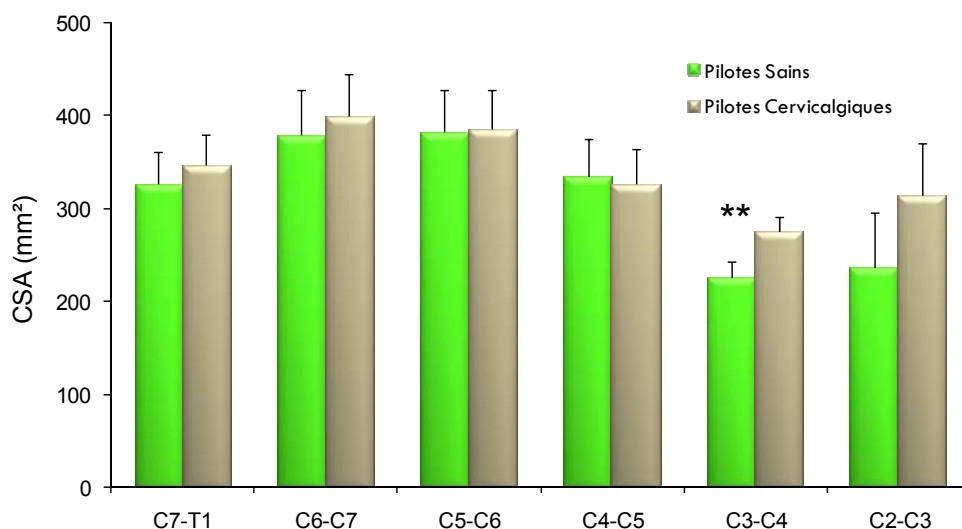


FIGURE 44. CSA (mm<sup>2</sup>) des muscles transversospinalis (multifidus + semispinalis cervicis) à différents étages du rachis cervical de pilotes de chasse sains et cervicalgiques. \*\*P<0.01: différence entre les deux groupes de pilotes à l'étage donné.

#### 4.3.3.4. FORCE SPECIFIQUE DANS LES PLANS SAGITTAL ET CORONAL

La force spécifique des muscles est plus élevée en flexion que dans les autres directions ( $P<0.001$ ) mais également plus élevée en inclinaison comparée à l'extension ( $P<0.01$ ). L'analyse par fonction montre que la force spécifique des muscles participant à l'inclinaison latérale est plus faible chez les pilotes cervicalgiques par rapport aux pilotes sains (20% et 17% pour l'inclinaison droite et gauche respectivement;  $p<0.05$ ). La force spécifique en flexion est plus faible chez les pilotes cervicalgiques comparés aux pilotes sains sans pourtant atteindre le seuil de significativité (13%,  $p=0.12$ ) alors qu'elle est identique en extension (Figure 45).

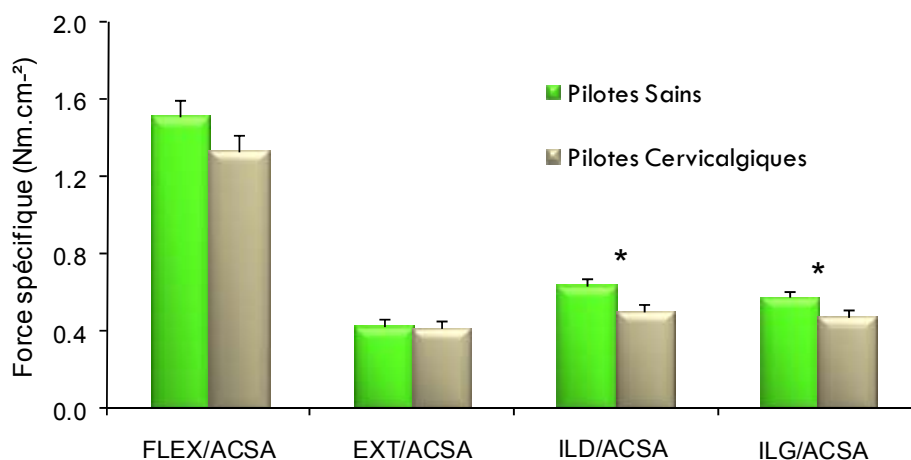


FIGURE 45. Force spécifique (Nm.cm<sup>-2</sup>) dans le plan sagittal (FLEX : flexion, EXT : extension) et coronal (ILD : inclinaison latérale droite, ILG : inclinaison latérale gauche) chez des pilotes sains et cervicalgiques.\*P<0.05 entre les deux groupes pour une fonction donnée.

#### 4.3.3.5. ACTIVITE EMG MAXIMALE, EFFICIENCE NEUROMUSCULAIRE ET COACTIVATION

L'activité EMG maximale normalisée (% RMSmax en flexion / extension) des muscles homolatéraux à l'inclinaison latérale (SCM, PARA, TS) n'est pas différente entre les pilotes sains et cervicalgiques quelle que soit la direction (ILD vs. ILG). En inclinaison latérale, les SCM atteignent  $91 \pm 18\%$  et  $99 \pm 16\%$  de la RMSmax mesurée en flexion, les PARA  $83 \pm 12\%$  et  $86 \pm 10\%$  de la RMSmax en extension et les TS plus de 5 fois leur valeur maximale en extension ( $632 \pm 233\%$  et  $506 \pm 208\%$ ) respectivement pour les pilotes cervicalgiques et sains ( $P > 0.05$ ). L'activité EMG antagoniste des muscles controlatéraux (% RMSmax mesurée dans le plan sagittal) est identique entre les groupes et atteint respectivement pour les pilotes cervicalgiques et sains :  $17 \pm 6\%$  et  $11 \pm 5\%$  pour les SCM,  $36 \pm 8\%$  et  $41 \pm 7\%$  pour les PARA,  $115 \pm 36\%$  et  $75 \pm 32\%$  pour les TS ( $P < 0.05$ ). Globalement, la NME en inclinaison latérale est plus faible (-23%) chez les pilotes cervicalgiques sans toutefois atteindre le seuil de significativité ( $F=3$ ,  $P=0.103$ ).

---

#### 4.4. DISCUSSION

La part des facteurs morphologiques et nerveux sur la capacité de production de force du segment tête-cou est une question qui reste ouverte. Aucune étude à ce jour n'a combiné des mesures de force, de surface de section musculaire et d'activité EMG des muscles agonistes et antagonistes du rachis cervical en fonction du genre. De même, l'impact de l'exposition chronique aux accélérations subies par le rachis cervical au cours des vols chez les pilotes de chasse a fait l'objet de peu de travaux notamment si l'on considère la prévalence des lésions cervicales dans cette population particulière.

##### 4.4.1. CSA, FORCE SPECIFIQUE, EMG & GENRE

---

La première étude avait pour objectif de déterminer les contributions relatives de ces facteurs à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique permettant d'estimer les CSA musculaires et de l'électromyographie de surface (niveau d'activation) chez des sujets non-pilotes sains de sexe féminin et masculin. En effet, plusieurs auteurs rapportent des ratios de force en flexion / extension plus élevés chez les hommes (0,5 – 0,72) par rapport aux femmes (0,38 – 0,57) indiquant que les hommes sont relativement plus forts en flexion et/ou que les femmes sont relativement plus fortes en extension (Jordan et al. 1999, Kumar et al. 2001, Valkeinen et al. 2002, Suryanarayana et Kumar 2005, Vasavada et al. 2007), bien que ces résultats soient soumis à la controverse (Vasavada et al. 2001, Chiu et al. 2002, Garces et al. 2002). Nos résultats sont en accord avec la littérature montrant un ratio de couple en flexion / extension plus élevé chez les hommes (0.65 vs. 0.54) quelle que soit la position du segment tête-cou. La contradiction des résultats rapportés dans la littérature peut être attribuable au dispositif utilisé pour mesurer la force musculaire, au système de stabilisation de la tête et du reste du corps lors des tests de force ainsi qu'à la complexité anatomique du segment tête-cou (Jordan et al. 1999, Portero et Genries 2003).

L'étude des CSA des muscles fléchisseurs et extenseurs montre que globalement les hommes ont des CSA plus importantes que les femmes, notamment sur les extenseurs (42%). Ce résultat est de l'ordre des différences de PCSA rapporté par Marras et al. (2001) au niveau des muscles du tronc (69%) entre les hommes et les femmes. Néanmoins et contrairement à notre hypothèse, le ratio entre la somme des ACSA des muscles fléchisseurs / extenseurs, représentative de la PCSA, est plus élevé chez les hommes indiquant que ces derniers ont de plus gros muscles fléchisseurs relativement aux extenseurs et/ou que les femmes ont relativement des muscles extenseurs plus gros. Les principales études de CSA par IRM des muscles cervicaux concernent des sujets féminins sains ou symptomatiques et se limitent souvent aux muscles extenseurs sans mesurer la force et l'activité

EMG musculaire associées, ce qui rend la comparaison de nos résultats difficile (Elliott et al. 2006, 2007a,b). Néanmoins, les valeurs de CSA rapportées par ces auteurs sont du même ordre (110,1 – 192,7) que celles mesurées dans notre étude chez les femmes. Par contre, l'allure des variations de CSA en fonction de l'étage cervical est inversée du crânial au caudal pour les muscles SplCap et SemiCerv. Une seule étude *in vivo* ultrasonographique rapportent une CSA plus élevée chez les hommes comparés aux femmes pour les muscles semispinalis capitis et le groupe musculaire multifidus-semispinalis cervicis et rotatores (= transversospinalis dans notre étude). De même, l'analyse de sujets post-mortem montre des muscles généralement plus petits avec une PCSA plus faible chez les femmes comparées aux hommes, excepté pour les muscles sternocleidomastoïdeus, scalenius posterior et semispinalis capitis, bien que ces résultats soient à prendre avec précaution étant donné l'âge avancé (66-92 ans) et la taille (7 hommes et 3 femmes) des populations étudiées (Kamibayashi et Richmond 1998).

Cette différence de ratio F/E entre hommes et femmes est associée à une tension spécifique des muscles fléchisseurs supérieure chez les hommes (34%), contrairement à celle des extenseurs qui ne semble pas dépendre du genre. La relative faiblesse des fléchisseurs observée chez les femmes semble s'expliquer également par une moins bonne efficacité neuromusculaire (42%) par rapport aux hommes et une coactivation des muscles stabilisateurs (TS) et antagonistes (PARA) plus élevée. Collectivement, ces résultats indiquent que les facteurs nerveux ont un rôle prépondérant sur la capacité de production de force chez les femmes sédentaires notamment.

Toutefois cette étude présente certaines limites en particulier l'estimation de la force spécifique mesurée à partir du couple de force rapporté à la somme des ACSA maximales exprimée en Nm/cm<sup>2</sup>. Fukunaga et al. (2001) montre une meilleure corrélation entre la force et la somme des ACSAmax que celle obtenue en prenant la CSA de tous les groupes musculaire à un seul l'étage correspondant à la coupe la plus large. Néanmoins, cette estimation suppose que les paramètres architecturaux et les bras de levier des muscles cervicaux sont identiques entre les hommes et les femmes et que le modèle classique de relation PCSA-force (ou ACSAmax) validé sur des muscles croisant une articulation unique, soit valide sur un système complexe tel que celui du segment tête-cou. Une seule étude à notre connaissance tente d'estimer les longueurs des bras de leviers (BL) segmentaires globaux au niveau du rachis cervical (Vasavada et al. 2007) montrant une diminution de ces derniers chez les femmes par rapport aux hommes. Bien que ces auteurs ne fassent pas de distinction entre les BL en flexion et en extension, il est logique de penser, étant donné les insertions thoraciques des muscles SCM et ScaAnt, que les BL des fléchisseurs puissent être plus affectés par le genre que ceux des extenseurs, relativement plus proches de la colonne cervicale. De plus, des résultats similaires sont rapportés au niveau lombaire à partir de coupes axiales IRM (Jorgensen et al. 2001) montrant une différence de bras de levier en faveur des hommes comparés aux femmes de 14% et 18%

respectivement dans les plans coronal et sagittal. Par ailleurs, il a déjà été rapporté dans la littérature des différences d'architecture en fonction du genre (Chow et al. 2000). Ces auteurs montrent que les femmes ont des fascicules plus longs et un angle de pennation plus petit dans les muscles du mollet par rapport aux hommes. Ainsi il est probable que lors d'une MVC en flexion à un angle donné, les muscles agonistes chez les hommes soient à un point de la relation force-longueur différent par rapport aux femmes. Chiu et al. (2002) montrent que, indépendamment de leur âge, l'angle optimal de production de force en flexion n'est pas identique chez les femmes et les hommes (40° de flexion vs. 20° de flexion respectivement). Pour un même angle du rachis cervical, les hommes ne sont donc pas dans la même portion de la relation force longueur que les femmes. Cette hypothèse peut également expliquer la diminution de force en flexion observée dans notre étude à 15° d'extension chez les femmes contrairement aux hommes. Le choix méthodologique des regroupements musculaires pour le calcul de la force spécifique peut également être discuté et notamment pour les muscles scalenus medius et posterior. En effet, dans une étude récente Gabriel et al. (2004) démontrent leur action en extension alors que jusqu'alors ceux-ci étaient considérés comme des fléchisseurs. Leur comptabilisation dans le groupe des extenseurs ou des fléchisseurs pourrait notablement influencer la force spécifique. L'influence de l'infiltration graisseuse sur les CSA mesurées ne peut également pas être exclue, les sujets féminins de notre étude ayant globalement des pourcentages de masse grasse supérieurs aux hommes.

#### 4.4.2. INFLUENCE DES EXPOSITIONS CHRONIQUES AU FACTEUR DE CHARGE

---

La deuxième étude s'est intéressée à l'impact des expositions chroniques au facteur de charge sur les CSA des muscles extenseurs, fléchisseurs et latéraux; la force en inclinaison latérale et en flexion-extension ainsi que sur les niveaux d'activité musculaire. Dans notre étude, 47% des pilotes se plaignaient de douleurs cervicales chroniques (depuis plus de 12 mois) (2 pilotes ont été exclus de l'étude pour cause de hernie discale). La prévalence de ce type de douleur au niveau cervical dans une population de pilote est de l'ordre (32 – 60%) de celle rapportée par d'autres auteurs dans les armées étrangères (Knudson et al. 1988, Vanderbeek 1988).

Les données de force concernant le domaine aéronautique et les pilotes sont très peu rapportées dans la littérature. Philips et Petrofsky (1983) ont suggéré que l'inclinaison latérale est le mouvement le plus représentatif du comportement du segment tête-cou soumis au facteur de charge en vol, ce qui a été confirmé plus tard par l'analyse de l'enregistrement de l'activité EMG en vol (Oksa et al. 1996). Toutefois, à ce jour aucune expérimentation n'a été effectuée dans les plans sagittal et coronal chez des pilotes sains et cervicalgiques.



Les résultats de cette étude montrent que les pilotes symptomatiques développent des MVC en inclinaison latérale inférieures (17%) à celles des pilotes sains, contrairement au plan sagittal. Les douleurs cervicales chroniques ont souvent été associées à une réduction de la MVC même si ces données sont contradictoires dans la littérature. De précédentes études ont montrées que des sujets (non-pilotes) souffrant de douleurs cervicales présentaient des niveaux de force isométrique en flexion-extension et inclinaison latérale plus faibles (16 - 50%) que des sujets sains (Ylinen et Ruuska 1994, O'Leary et al. 2007b), alors que d'autres auteurs montrent l'inverse (Falla et al. 2003, Ang et al. 2005). Plus spécifiquement, nos résultats sont en accord avec Alricsson et al. (2001) qui ne trouvent aucune différence de force entre des pilotes de chasse sains et symptomatiques dans le plan sagittal. Nos résultats montrent également que cette différence de couple observée est associée à une tension spécifique des muscles latéraux du RC à droite et à gauche plus faible chez les pilotes symptomatiques (21 et 18% respectivement) comparés aux pilotes sains. Pourtant, globalement les pilotes cervicalgiques ont tendance à avoir des CSA plus grandes que leurs homologues sains en particulier pour les muscles ScaAnt de C6 à T1 (17%) et transversospinalis en C3-C4 (22%), à moindre échelle on trouve également des différences sur les muscles SemiCap (10%), ScaMed et ScaPost et LC (14%). Ces résultats sont en accord avec ceux de Elliott et al. (2007b) obtenus sur des sujets féminins, montrant que les patientes ayant subi un coup du lapin (WAD) présentent des CSA plus grandes des muscles multifidus de C3 à C7 (16%), SemiCap en C3 (23%) par rapport à des sujets sains. A l'inverse, dans notre étude, la CSA des muscles SplCap est plus grande en C4-C5 (21%) chez les pilotes sains vs. cervicalgiques, alors que Elliott et al. (2007b) rapportent une CSA des SplCap plus importante chez les sujets WAD en C3 (17%) par rapport aux sujets sains. Ces différences de CSA peuvent être liées à l'infiltration graisseuse observée chez les patients souffrant de cervicalgies chroniques (McPartland et al. 1997, Elliott et al. 2006) comme cela a été montré par d'autres auteurs chez des patients souffrant de douleurs lombaires (Mooney et al. 1997, Kader et al. 2000). Elliott et al. (2006) montrent que l'infiltration graisseuse touche principalement les muscles profonds multifidus impliqués dans la posture de la tête. Par contre ces auteurs ne montrent pas de différence de CSA des muscles semispinalis cervicis entre les patientes et les sujets sains, or dans notre étude ces 2 muscles (multifidus et SemiCerv) sont regroupés ce qui pourrait expliquer l'absence de significativité aux autres étages cervicaux de la CSA des transversospinalis entre pilotes sains et cervicalgiques. En ce qui concerne les muscles antérieurs, aucune étude à notre connaissance n'a étudié les variations de CSA chez des sujets sains ou symptomatiques. On peut supposer qu'ils sont affectés de la même manière par l'infiltration graisseuse ce qui expliquerait les différences observées sur les muscles ScaAnt entre pilotes sains et cervicalgiques.

Contrairement à la tendance globale observée sur certains muscles, les muscles splenius capitis présentent une CSA plus importante chez les pilotes sains vs. cervicalgiques bien que le seuil de

significativité ne soit atteint qu'en C4-C5. Ce muscle considéré classiquement comme un puissant extenseur, a fait l'objet de controverses. Récemment, certains auteurs s'accordent à lui donner une action soit postérolatérale (Gabriel et al. 2004, Vasavada et al. 2002), soit antérolatérale soit stabilisatrice (Keshner et al. 1989, Mayoux-Benhamou et al. 1997, Blouin et al. 2007, Siegmund et al. 2007). Ainsi, cette différence de CSA des muscles SplCap entre pilotes cervicalgiques et sains pourrait peut-être expliquer en partie les différences de force observée entre ces 2 populations en inclinaison latérale.

En ce qui concerne les niveaux d'activation des muscles agonistes et antagonistes les résultats sont moins évidents. Bien qu'une tendance à une baisse de l'efficiences neuromusculaire (23%) soit observée chez les pilotes cervicalgiques, ces derniers ne montrent pas d'altération significative de l'activité EMG des muscles agonistes ou antagonistes en inclinaison latérale par rapport aux pilotes sains. Ces résultats sont en désaccord avec ceux rapportés dans la littérature sur des sujets non-pilotes présentant des pathologies cervicales (Falla et al. 2004, Jull et al. 2004, Kumar et al. 2007). La majorité des études montrent une altération de l'activité EMG des muscles SCM dans toutes les directions du mouvement mais également des muscles TS, SplCap et SCA dans leur fonction principale. Il semblerait que le processus de douleur puisse influencer la fonction musculaire en inhibant la commande nerveuse du muscle soumis à la contrainte (Graven-Nielsen et al. 2002). L'absence de différence entre nos deux populations de pilotes pourrait être le reflet d'un seuil de douleur beaucoup plus élevé chez les pilotes de chasse par rapport à la population générale. Bien que ces pilotes soient cervicalgiques, en aucun cas ils ne limitaient leur activité de vol au jour des tests de force. De plus, l'altération de l'activité d'autres muscles participants à l'inclinaison latérale, tels que le SplCap, le SemiCap ou le LevScap, chez les pilotes symptomatiques par rapport aux pilotes sains ne peut pas être exclus. De même, une modification de la géométrie (volume et architecture) des muscles cervicaux résultant des microtraumatismes répétés en vol pourrait jouer un rôle dans l'incapacité des pilotes cervicalgiques à atteindre les forces développées par les pilotes sains en inclinaison latérale.

## 5. REPONSES NEUROMUSCULAIRES ET FACTEUR DE CHARGE EN VOL REEL ET SIMULE ~ INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES INERTIELLES DU CASQUE

### 5.1. ETUDE III : INFLUENCE DU GENRE SUR LES REPONSES NEUROMUSCULAIRES SOUS ACCELERATIONS EN CENTRIFUGEUSE

#### 5.1.1. MATERIEL

##### 5.1.1.1. ERGOMETRE "SIEGE AVION"

L'ergomètre se compose d'un cadre métallique servant de support à un siège incliné à 34° reproduisant la position du pilote dans avion (type Rafale) et dans la centrifugeuse, d'un repose pieds reproduisant la position des jambes et des pieds sur le palonnier, et de capteurs de force permettant d'enregistrer les forces développées par les muscles du rachis cervical dans les plans sagittal et coronal (Figure 46). Le coffret électronique comprend les amplificateurs des capteurs, les systèmes de visualisation (rampe lumineuse), les alimentations ainsi que les connecteurs d'entrée et sortie. Cet ergomètre a été réalisé par les services de mécanique et d'instrumentation de l'IMASSA.

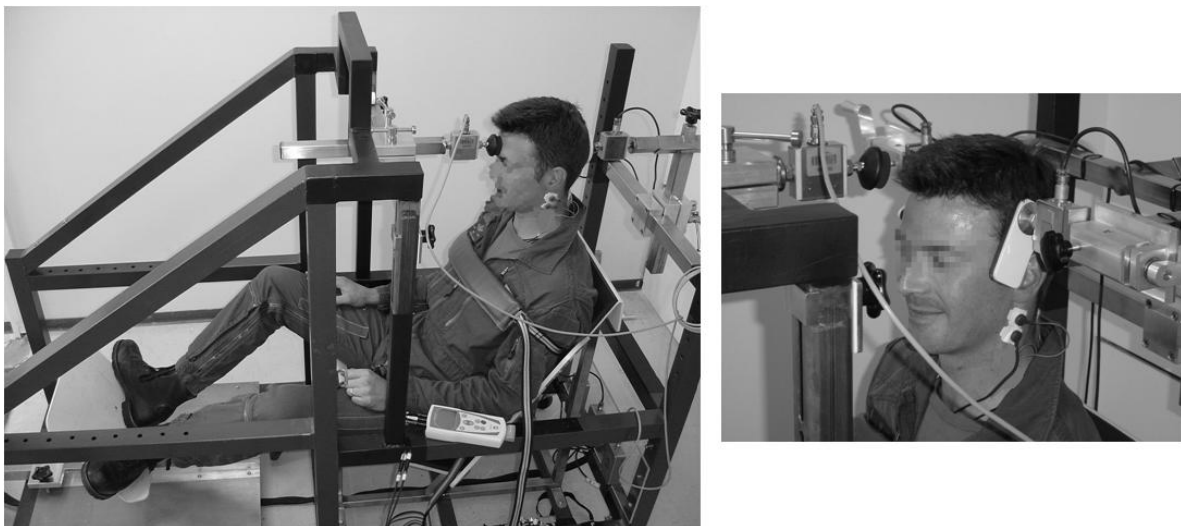


FIGURE 46. Position du sujet dans l'ergomètre "siège avion" pour les mesures de force en isométrique dans les plans sagittal (à gauche) et coronal (à droite).

### 5.1.1.2. CENTRIFUGEUSE HUMAINE

La Centrifugeuse Humaine d'Applications de Recherches Médicales et d'Etudes Scientifiques (CHARMES, Figure 47) appartenant à la DGA est mise en œuvre par le Laboratoire de Médecine Aéronautique (LAMAS), entité de la délégation générale pour l'armement (DGA) implantée sur le Centre d'Essais en Vol de Brétigny-sur-Orge (91). Ce moyen d'essais, comportant une nacelle fixée à l'extrémité d'un bras de 8 mètres et motorisée par 24 moteurs hydrauliques, reproduit de manière très réaliste les conditions de vol des avions de combat modernes grâce à ses trois degrés de liberté (rotation, tangage, roulis). La nacelle est équipée d'un siège inclinable à 30° identique à ceux équipant les avions de chasse (type Rafale). La centrifugeuse peut produire de 1,4 à 15 G. Dans le cadre de nos expérimentations l'accélération montera jusqu'à +4 Gz. Les profils des passages G et l'acquisition des données sont commandés par ordinateur et un moniteur permet de surveiller le passager qui prend place dans la centrifugeuse. Au cours de la centrifugation, tous les paramètres de sécurité nécessaires au fonctionnement de l'installation d'essai ainsi que tous les paramètres relatifs à la sécurité de la personne se prêtant aux expérimentations (en particulier l'électrocardiogramme) sont enregistrés et visualisés en continu par un médecin expérimenté. En outre, une communication audiovisuelle est assurée en permanence grâce à des dispositifs de liaison phonique et vidéo avec la salle de contrôle. En cas de survenue d'un critère d'arrêt expérimental ou à la demande de la personne se prêtant à l'expérience, l'ensemble du dispositif peut être immédiatement stoppé selon un protocole d'arrêt sécurisé.

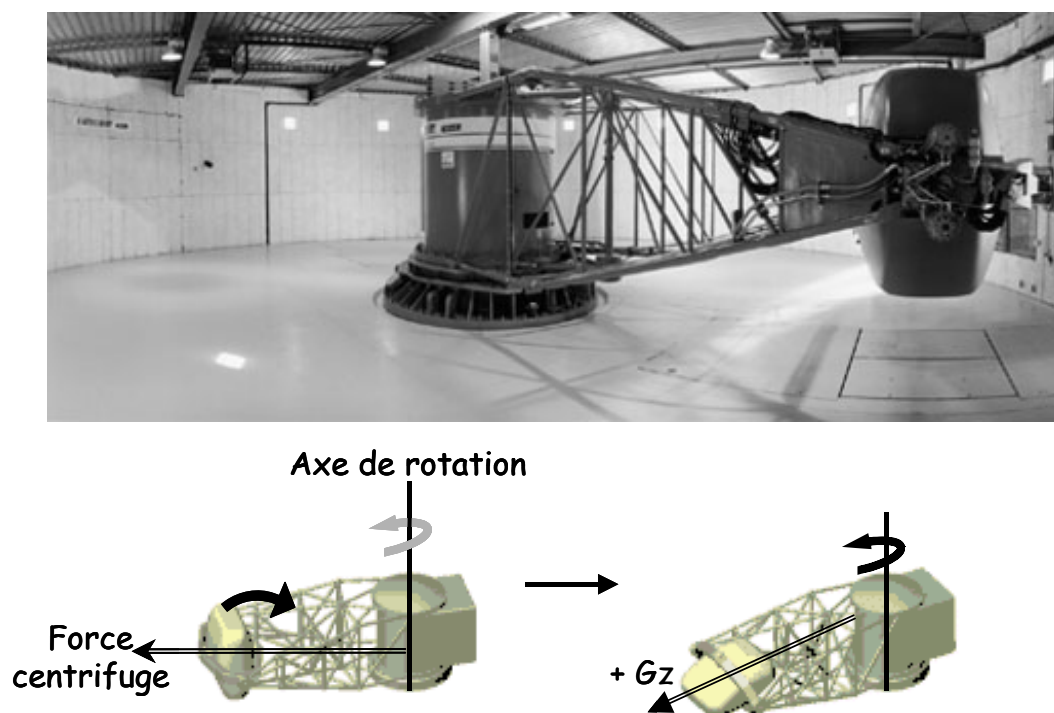


FIGURE 47. Photo de la Centrifugeuse Humaine d'Applications de Recherches Médicales et d'Etudes Scientifiques (CHARMES en haut) et schématisation du principe de fonctionnement de la centrifugeuse (en bas).

#### 5.1.1.3. CASQUES

Deux configurations de casque ont été utilisées dans cette étude (Figure 48). La première correspond au casque anciennement en dotation dans l'Armée de l'Air de type "Gueneau" (poids avec masque = 1,680 kg). La deuxième configuration consiste à visser une masse de 700g à l'avant du casque Gueneau (2,380 kg). Cette configuration est représentative en poids et centrage des jumelles de vision nocturne (translation vers l'avant et en haut du centre d'inertie) en position basse (lorsque les pilotes les ont en face des yeux).

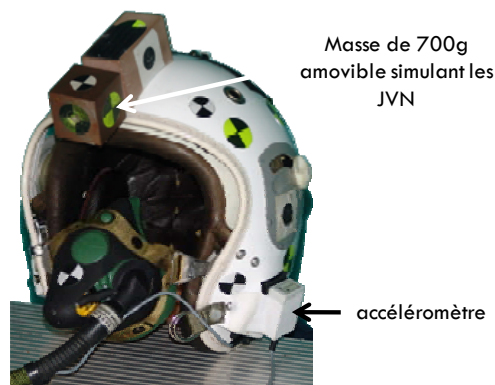


FIGURE 48. Configuration de casque Gueneau avec la masse simulant les JVN.

### 5.1.2. METHODE

---

#### 5.1.2.1. SUJETS

Neuf hommes et 5 femmes (ayant participé à l'étude I) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Cette étude a fait l'objet d'un CCPPRB approuvé par le comité de la Pitié-Salpêtrière à Paris. Tous les sujets ont donné leur accord pour participer à l'étude et ont rempli au préalable un questionnaire adapté du Neck Pain and Disability Scale (Wlodyka-Demaille et al. 2002) sur leurs antécédents traumatiques cervicaux. Les résultats de ce questionnaire ont montré qu'aucun sujet n'avait d'antécédents de douleurs cervicales. De plus, chaque sujet a dû se soumettre à une visite médicale obligatoire d'aptitude en centrifugeuse réalisée par un médecin militaire avant d'être inclus dans l'étude. Avant chaque passage, un électrocardiogramme de contrôle du sujet a été effectué et vérifié par le médecin responsable de l'essai.

### 5.1.2.2. MOUVEMENTS DE TÊTE SOUS FACTEURS DE CHARGES

Le sujet est assis dans le siège incliné à 34° de la centrifugeuse et sanglé en position relâchée. La direction du regard est fixée vers l'avant et visualisable par l'expérimentateur grâce aux 2 caméras de surveillance. Dans la nacelle, des repères visuels lumineux (lampes rouges) sont allumés dans le plan horizontal et vertical pour permettre au sujet de positionner correctement sa tête face à ces repères grâce à un laser placé sur le casque (Figure 49).

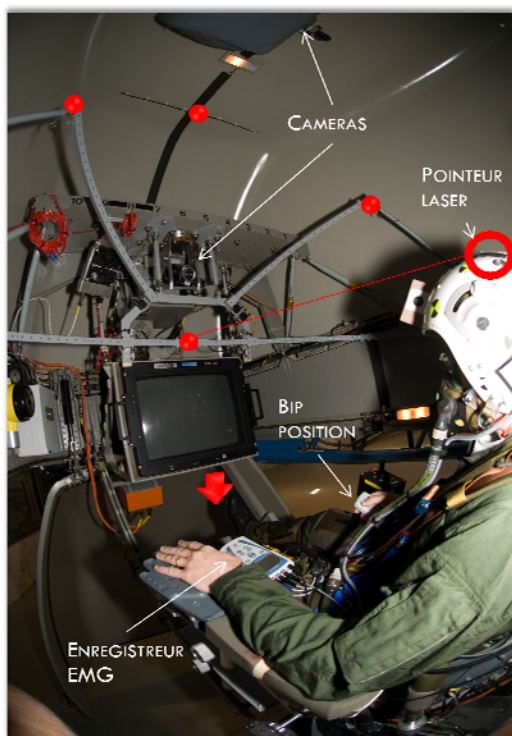


FIGURE 49. Photo (ci-contre) du dispositif expérimental à l'intérieur de la nacelle, les points rouges correspondent aux diodes lumineuses et cibles. Image de surveillance vidéo d'un sujet avec le casque JVN (ci-dessous).

Dans la centrifugeuse, les sujets reçoivent des instructions sur les procédures à suivre avant d'être exposés aux forces G. Des techniciens et du personnel médical surveillent étroitement toutes les séances. Le test consiste à une centrifugation d'environ 2 min 30 comportant 4 paliers successifs de 30 secondes à 1,4 Gz; 2,4 Gz; 3 Gz et 4 Gz avec une vitesse de montée de 1 G/s. Les forces en z (tête-pieds) qui agissent sur le sujet sont déterminées par le degré d'inclinaison de la nacelle (vers la droite) et sa vitesse de rotation. A chaque palier, on demande au sujet de décoller sa tête de l'appui-tête (position neutre), puis d'effectuer les mouvements standardisés en flexion, extension et rotation axiale associée à l'extension à gauche et à droite lentement et sans à-coup. Lorsque le sujet atteint la position recherchée (vérifiée grâce au pointeur laser disposé sur le casque), il doit maintenir la tête fixe pendant 5 secondes avant de revenir en position neutre (Figure 50). Chaque sujet effectue 3 sessions avec les 3 équipements de tête différents (tête nue, casques Gueneau et JVN)

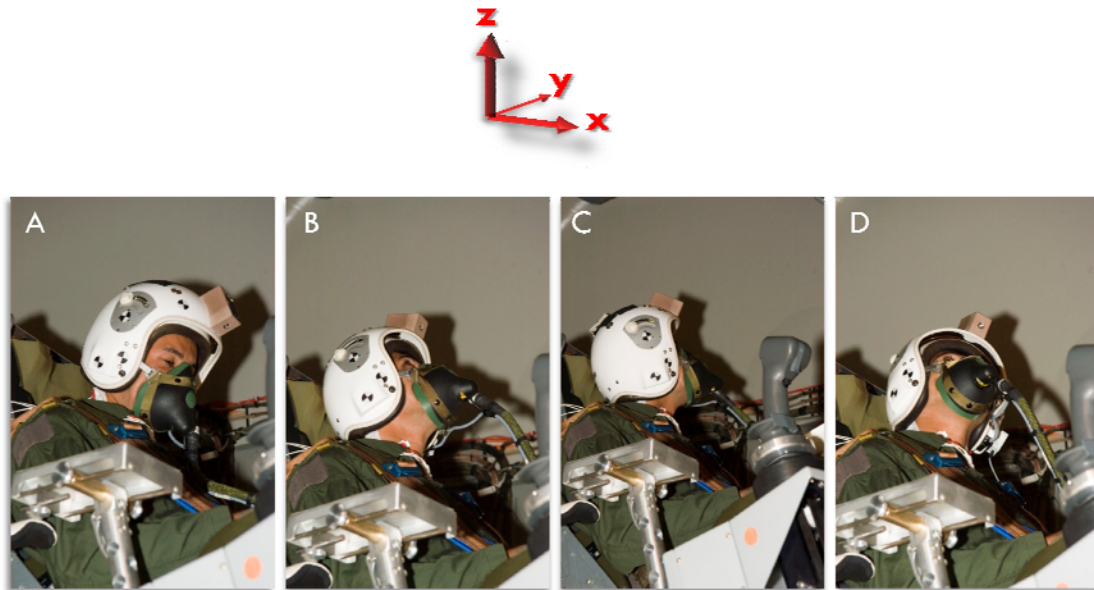


FIGURE 50. Positions cibles de tête dans la centrifugeuse, A- flexion, B- extension, C-rotation-plus-extension gauche, D- rotation-plus-extension droite.

#### 5.1.2.3. EMG DE SURFACE

L'enregistrement de l'activité musculaire par EMG de surface est obtenu grâce à 12 paires d'électrodes de surface autocollante (Ag/AgCl, Aerotrace, Control Graphique S.A.) placées de façon bilatérale sur les muscles sternocleidomastoïdeus, scalenus, paraspinaux, splenius capitis et trapezius superior en proximal et en distal comme décrit précédemment (Etude I). Les électrodes de référence (1/muscle) sont placées sur des parties osseuses. L'impédance peau-électrode est préalablement diminuée grâce à une solution d'alcool-acétone et un rasage de la peau si nécessaire ( $Z < 10 \text{ k}\Omega$ ). L'acquisition des signaux myoélectriques et de force est effectuée par un enregistreur 16 voies (modèle ME6000, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlande) et pré-amplifiés sur site. Les signaux sont filtrés en temps réel par un passe-bande (8-500 Hz) et par un filtre réjecteur 50 Hz. La fréquence d'échantillonnage est fixée à 1 kHz par voie.

#### 5.1.2.4. MESURE DE FORCE PRE / POST CENTRIFUGEUSE

On demande aux sujets d'effectuer 3 contractions maximales volontaires (MVC) d'environ 5 secondes en flexion et extension du rachis cervical  $0^\circ$  (position neutre) dans l'ergomètre "siège avion". Le passage pour les 2 fonctions est effectué dans un ordre aléatoire pour éviter les erreurs systématiques. De même, une période de repos de 2 minutes est respectée entre chaque contraction pour éviter un effet cumulatif de la fatigue sur la fonction cervicale (Sommerich et al. 2000). Un



protocole identique de production de force contre résistance manuelle est également effectué pour la fonction d'élévation de l'épaule à 90° de façon bilatérale.

#### 5.1.2.5. TRAITEMENT DES DONNEES

##### Tests en centrifugeuse

Les niveaux d'activité EMG mesurés lors du vol simulé ont été normalisés par rapport à l'activité maximale obtenue lors de MVC en flexion, extension et élévation d'épaule respectivement pour les muscles SCM et SCA, PARA et SplCap, et TS. Les niveaux d'activité lors des mouvements et des maintiens de position n'ont pas été comparés à cause de l'importance de la modification relative des électrodes par rapport au volume musculaire exploré avec la position du segment tête-cou (Mayoux-Benhamou et al. 1997, Sommerich et al. 2000). La procédure de normalisation utilisée dans cette étude présente des inconvénients du même ordre puisque l'activité maximale a été obtenue pour ces muscles dans une position conforme à celle adoptée par les pilotes de chasse en vol réel.

##### Tests de force pré-post

L'essai correspondant au couple de force isométrique maximal du sujet et l'activité EMG des muscles associée sont retenus pour l'analyse. La RMS des signaux est calculée sur une fenêtre de 0,5 s lorsque le couple de force est stable. L'efficacité neuromusculaire en flexion et en extension est déterminée en calculant le ratio entre la force et la RMS des muscles agonistes correspondante.

#### 5.1.3. STATISTIQUES

---

Une ANOVA à mesures répétées (sessions pré vs. post) a été réalisée pour comparer l'effet du vol simulé sur la MVC en flexion et en extension du segment tête-cou en fonction du genre et du type de casque (tête nue vs. casques "Gueneau" vs. "JVN"). L'activité EMG des muscles agonistes et celle des muscles antagonistes lors de contractions maximales ont été analysées par une ANOVA à mesures répétées (pré vs. post) en fonction du niveau de contraction (% MVC), du genre, du type de casque pour chaque fonction (flexion et extension) séparément. Les modifications de l'efficacité neuromusculaire (Nm/RMS) des muscles agonistes ont été analysées par une ANOVA à mesures répétées (pré vs. post) en fonction du niveau de contraction (25, 50, 75 et 100%), du genre et du type de casque pour chaque position de manière séparée (flexion, extension, rotations + extension). Des tests post-hoc de Newman-Keuls ont été utilisés pour la comparaison de moyennes. Le seuil de significativité statistique a été fixé à  $P < 0.05$ .



##### 5.1.4.1. MODIFICATION DE L'ACTIVITE EMG EN VOL SIMULE

*Influence du type de casque et du genre.* Une ANOVA à mesures répétées (tête nue vs. Gueneau vs. JVN) sur les muscles SCM, SCA, SplCap et PARA a été réalisée pour chaque mouvement. Lors du maintien de la position de flexion du segment tête-cou, les muscles SplCap et PARA des femmes présentent une activité EMG plus élevée que celles des hommes (interaction muscle x genre,  $F=11.1$ ,  $P<0.001$ ). De plus, le port de casque et notamment à masse déportée vers l'avant (JVN) augmente les ajustements EMG des extenseurs chez les femmes principalement (effet interaction genre x casque x muscles x accélération,  $F = 2.7$ ,  $P<0.001$ , Figure 51).

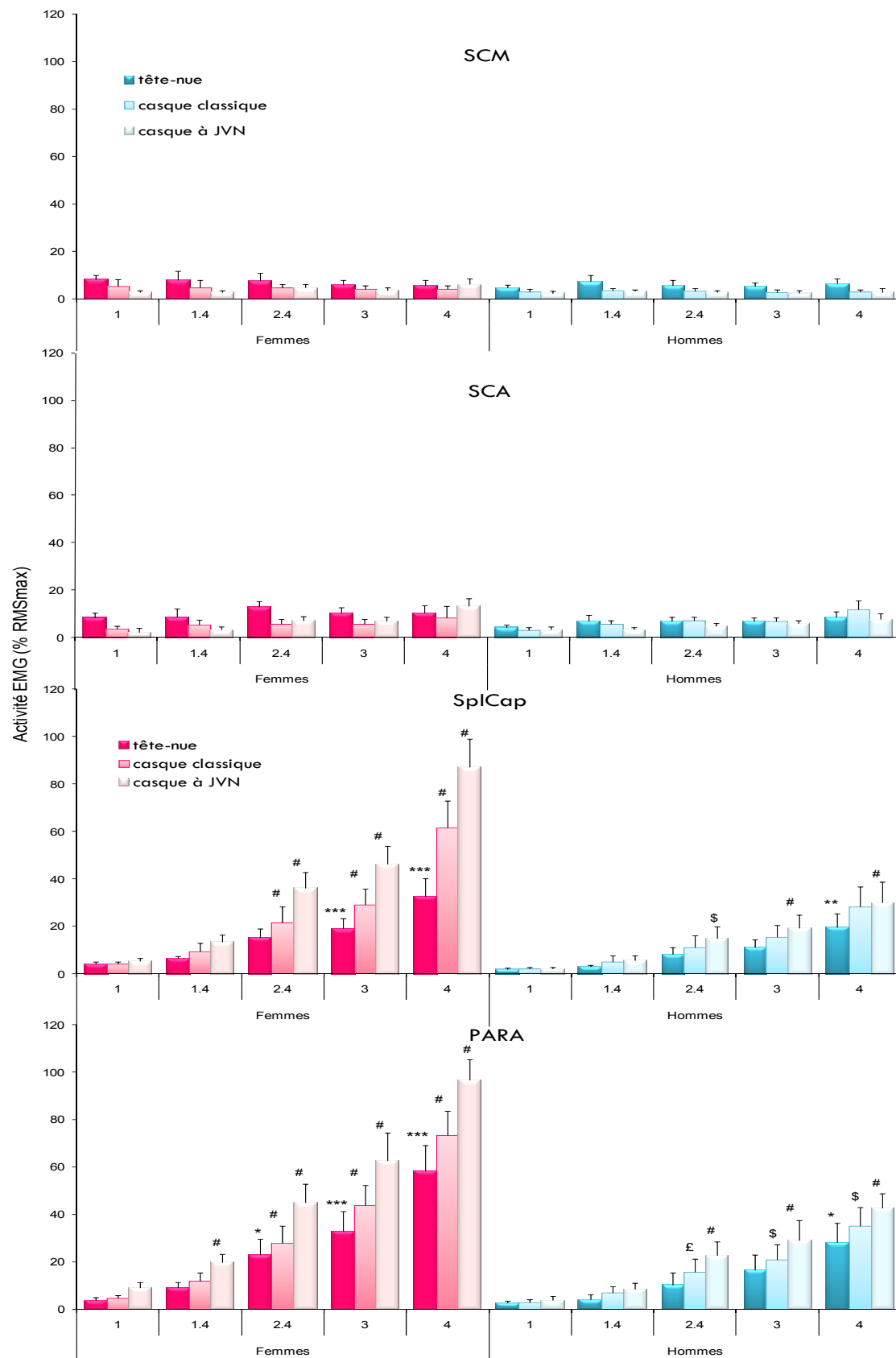


FIGURE 51. Activité EMG normalisée (%max) en position de flexion maintenue des muscles agonistes (sternocleidomastoïdeus et SCA) et antagonistes (splenius capitis et paraspinaux) lors du vol simulé en fonction de l'accélération (1 à 4 +Gz). £  $P < 0.05$  ; \$  $P < 0.01$  ; #  $P < 0.001$  : différence entre JNV vs. Gueneau et JVN vs. tête nue. \* $P < 0.05$  ; \*\* $P < 0.01$  ; \*\*\* $P < 0.001$  : différence entre Gueneau et tête nue.

L'activité EMG des muscles TS traités séparément n'est pas influencée par le genre ou le casque. L'activité augmente avec l'accélération en restant en deçà de 20% RMSmax à +4Gz (effet accélération,  $F=18.5$ ,  $P<0.001$ ).

En position d'extension, l'activité EMG est plus élevée chez les femmes (effet principal  $F= 12.3$ ,  $P<0.001$ ) et notamment sur les SplCap et les PARA (interaction genre x muscle  $F= 7.9$ ,  $P<0.001$ ). De plus, l'activité EMG de tous les muscles augmente significativement avec l'accélération chez les femmes mais pas pour les PARA chez les hommes (interaction genre x muscle x accélération,  $F= 6.4$ ,  $P<0.001$ , Tableau 14). Aucun effet principal ou combiné du port du casque n'est cependant observé. Globalement, l'activité EMG des TS augmente significativement et linéairement avec l'accélération (effet accélération,  $F=10.9$ ,  $P<0.001$ ) entre 2 et 17% de la RMS maximale obtenue lors d'élévation d'épaule, sans influence ni de la voie (proximale vs. distale), ni du type de casque ou encore de la latéralité.

TABLEAU 14. Activité EMG normalisée (%max), en position d'extension maintenue, des muscles fléchisseurs (sternocleidomastoïdeus SCM et scalenus SCA) et extenseurs (splénus capitis SplCap et paraspinaux PARA) lors du vol simulé en fonction de l'accélération (1 à 4 +Gz). . \* $P<0.05$ ; \*\* $P<0.01$ ; \*\*\* $P<0.001$  : différence par rapport à +1Gz pour un muscle et un groupe donnés.

		ACCELERATION (+Gz)				
		+1Gz	+1.4Gz	+2.4Gz	+3Gz	+4Gz
SCM	Femmes	2.8±2.2	4.2±3.5	8.6±8.1*	8.4±9.1***	10.1±11.2***
	Hommes	3.4±1.7	5.8±2.8	11.6±6.4***	14.7±7.2***	19.9±8.9***
SCA	Femmes	5.3±2.6	8.9±2.8	13.3±4.5***	13.9±5.8***	15.6±7.6***
	Hommes	4.2±2.0	6.4±2.2	9.8±3.9	11.2±4.6**	14.8±6.0***
SplCap	Femmes	10.1±3.7	16.2±4.3*	24.8±6.6***	27.1±9.1***	32.0±10.4***
	Hommes	4.5±2.9	6.2±3.4	9.0±5.2	10.4±7.2**	13.0±8.2***
PARA	Femmes	9.6±2.6	11.9±3.6***	16.6±5.1***	20.7±6.3***	23.2±7.4***
	Hommes	4.5±2.1	5.5±2.8	6.7±4.0	7.0±5.0	9.2±5.8

Lors du maintien de rotation combinée à l'extension à droite, i.e. manœuvre "check-six" droite, les femmes recrutent leurs muscles de manière plus importante que les hommes (21% vs. 13%, effet principal genre  $F = 18.4$ ,  $P<0.001$ ). Plus précisément, l'interaction genre x casque x latéralité x muscle x accélération ( $F= 2.5$ ,  $P<0.001$ , Figure 52) indique que le SplCap gauche est le muscle le plus sollicité chez les femmes en particulier lorsque le casque à masse déportée vers l'avant simulant les jumelles de vision nocturne est porté. Les muscles TS sont plus recrutés chez les femmes et notamment le côté gauche qui atteint en moyenne 35% contre 16% pour les hommes à +4Gz (interaction genre x latéralité x accélération x voie EMG,  $F = 7.6$ ,  $P<0.001$ ).

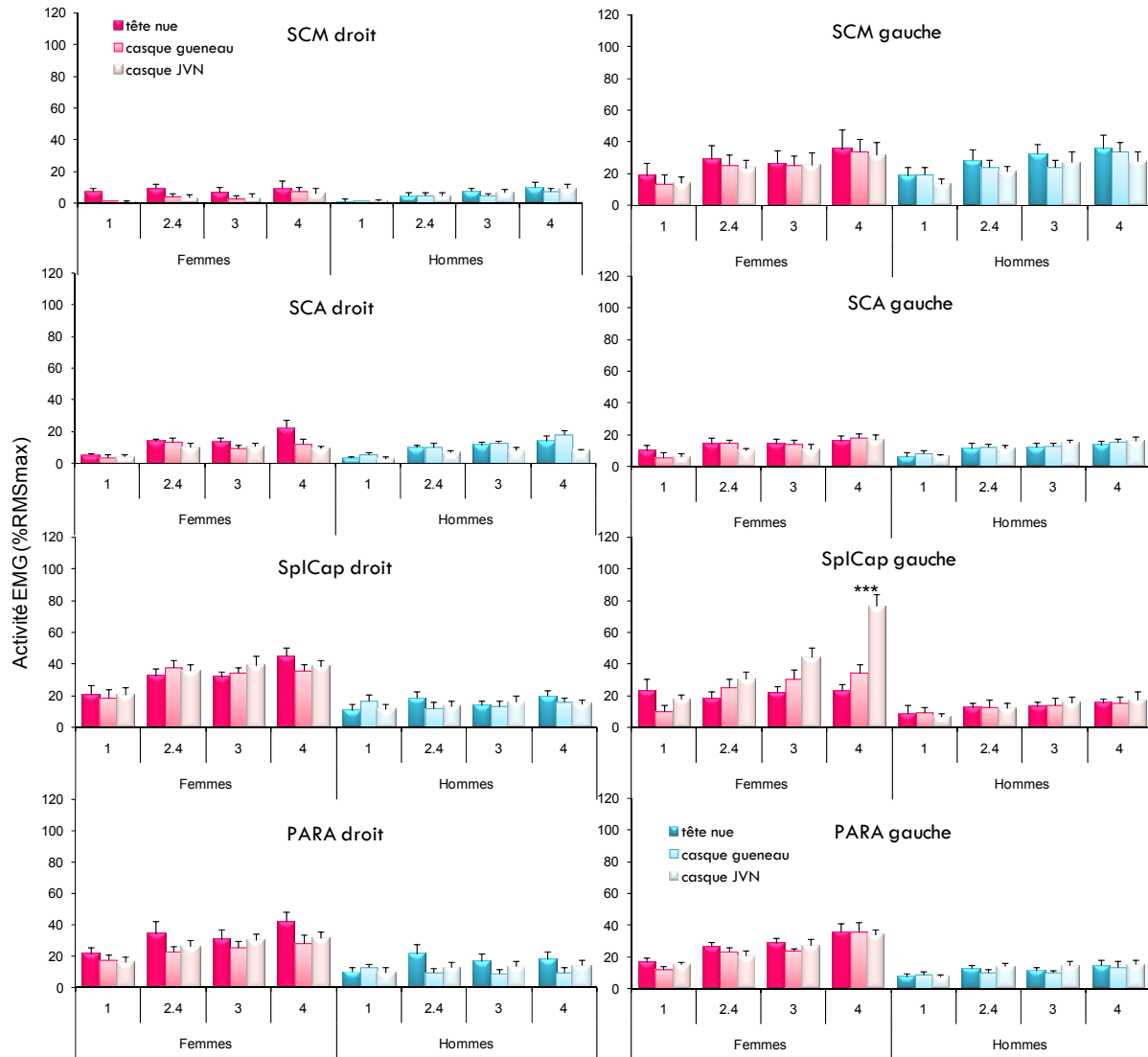


FIGURE 52. Activité EMG normalisée (%max), en position de rotation droite combinée à l'extension maintenue, des muscles fléchisseurs (sternocleidomastoïdeus SCM et scalenus SCA) et extenseurs (splénius capitis SplCap et paraspinaux PARA) droits et gauches lors du vol simulé en fonction de l'accélération (1 à 4 +Gz). \* $P<0.05$  : différence significative entre Guéneau et tête nue. \*\*\* $P<0.001$ : différence entre JVN vs. Guéneau et tête nue.

Lors du maintien du segment tête-cou en rotation gauche combinée à l'extension, les muscles du côté droit sont globalement plus sollicités que ceux du côté gauche (25.9% vs 13.7%,  $F=70$ ,  $P<0.001$ ). Cependant, cette différence est influencée par le genre et le muscle considéré ainsi que le niveau d'accélération (interaction genre x latéralité x muscle x accélération,  $F=4.1$ ,  $P<0.001$ ). Ainsi, chez les femmes, l'activité EMG des SCM et des PARA est plus élevée à droite ( $P<0.001$ ) mais pas pour les muscles SCA et SplCap alors que chez les hommes, seuls les muscles fléchisseurs droits sont plus recrutés que les gauches ( $P<0.001$ ). De plus, chez les femmes, les muscles extenseurs du rachis cervical et notamment les PARA sont plus recrutés que les muscles fléchisseurs ( $P<0.001$ ) alors que

chez les hommes, le SCM droit est le muscle le plus sollicité quel que soit le niveau d'accélération considéré ( $P < 0.001$ , Figure 53). L'activité des muscles TS est globalement plus élevée à droite (17 vs. 8% RMSmax,  $F = 12.0$ ,  $P < 0.01$ ) et augmente linéairement avec l'accélération de 7 à 24% RMSmax chez les femmes et de 5 à 13.5% chez les hommes (interaction genre x accélération,  $F = 3.5$ ,  $P < 0.05$ ). Ainsi, les femmes ont tendance à plus recruter les TS que les hommes (16.5 vs. 9.8%,  $F = 4.5$ ,  $P = 0.056$ ). Aucun effet principal du type de casque ni d'interaction significative ne sont cependant observés.

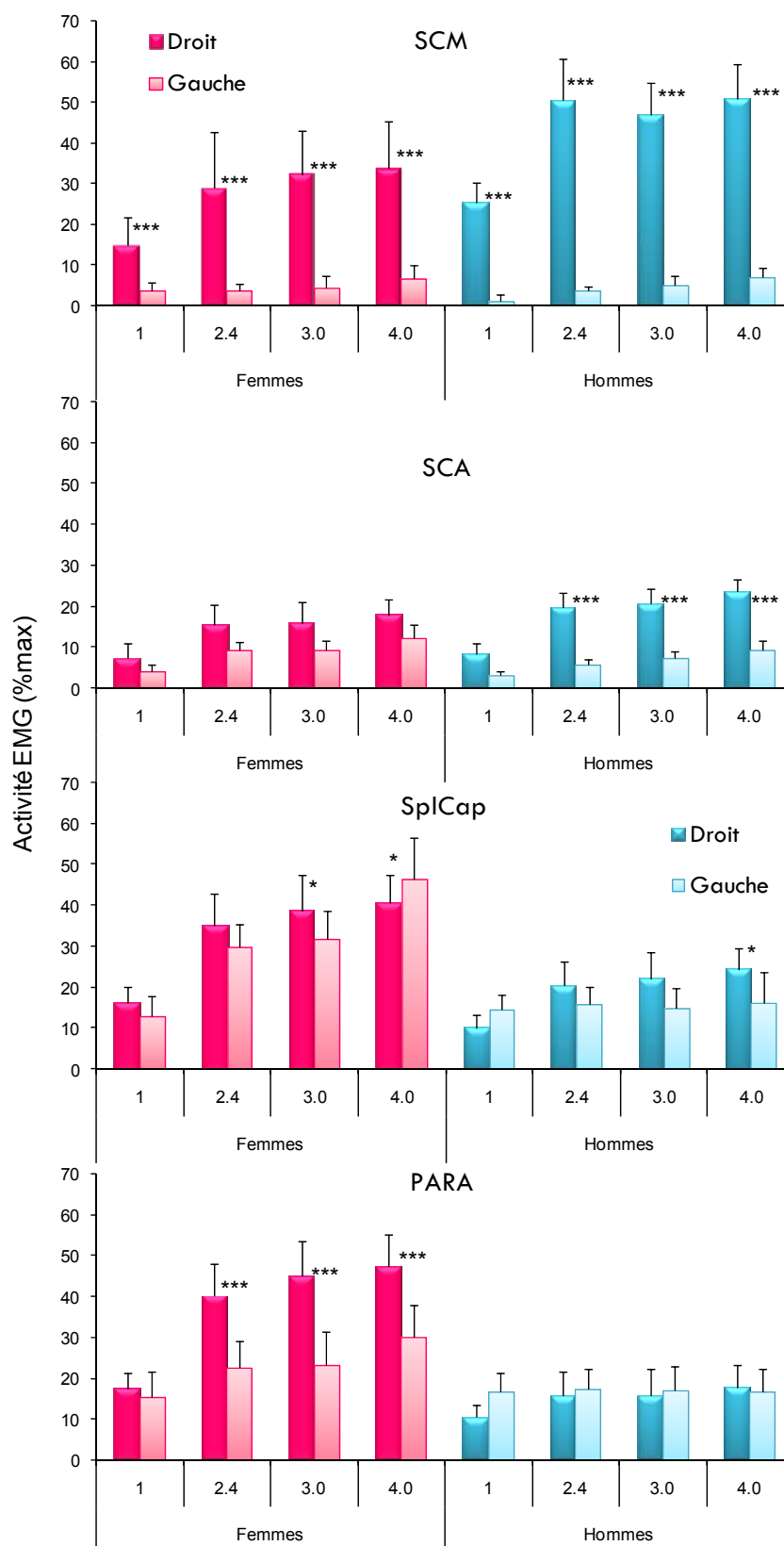


FIGURE 53. Activité EMG normalisée (%max) en position de rotation gauche combinée à l'extension maintenue des muscles fléchisseurs (sternocleidomastoïdeus, SCM et scalenus, SCA) et extenseurs (splénus capitis SplCap et paraspinaux PARA) droits et gauches lors du vol simulé en fonction de l'accélération (1 à 4 +Gz). \*P<0.05 ; \*\*\*P<0.001 : différence significative entre côtés droit et gauche pour un niveau d'accélération considéré.

#### 5.1.4.2. FORCE MAXIMALE VOLONTAIRE

Après la session de vol simulé, la force du cou diminue chez les hommes en flexion (13%,  $P < 0.001$ ) et en extension (5%,  $P < 0.01$ ) alors que seule la force des extenseurs diminue significativement (8%,  $P < 0.01$ ) chez les femmes (interaction significative genre x session x fonction,  $F = 6.25$ ,  $P < 0.05$ , Figure 54). De plus, le port d'un casque ne semble pas majorer de manière significative la diminution de force (pas d'effet principal de ce facteur). L'interaction entre les facteurs genre, fonction, session et casque n'atteint pas le seuil de significativité ( $F = 2.7$ ,  $P = 0.08$ ) mais indique toutefois une diminution de force en flexion chez les femmes avec le port de casque.

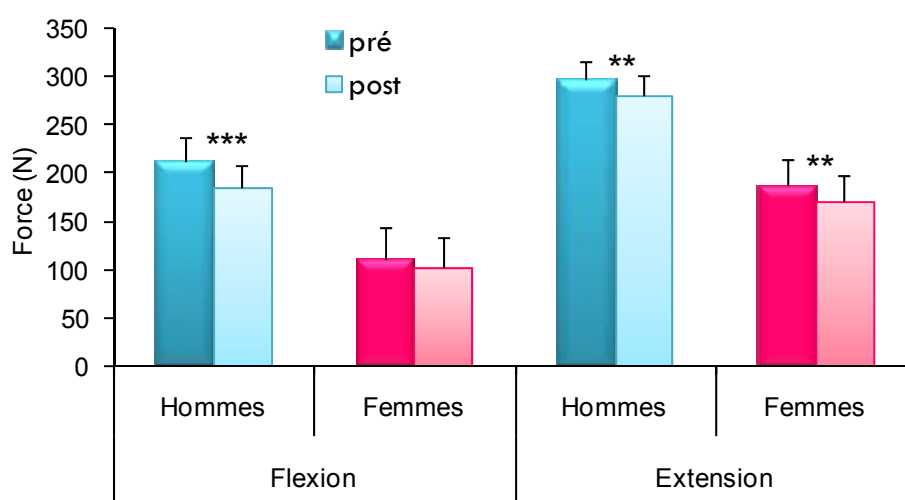


FIGURE 54. Force maximale volontaire en flexion et en extension avant et après une session de vol simulé (effet d'interaction genre x session x fonction) conditions groupées (tête nue ou avec casque). \*\*\* $P < 0.001$  ; \*\* $P < 0.01$  : différence significative entre pré et post vol simulé pour un groupe donné.

#### 5.1.4.3. ACTIVITE EMG ET EFFICIENCE NEUROMUSCULAIRE

*Flexion.* Après la session de vol simulé, l'activité EMG lors de la flexion du cou est significativement altérée de 11% en condition maximale et du côté gauche chez les hommes uniquement (interaction genre x session x latéralité x niveau de contraction,  $F = 3.1$ ,  $P < 0.05$ , Figure 55).

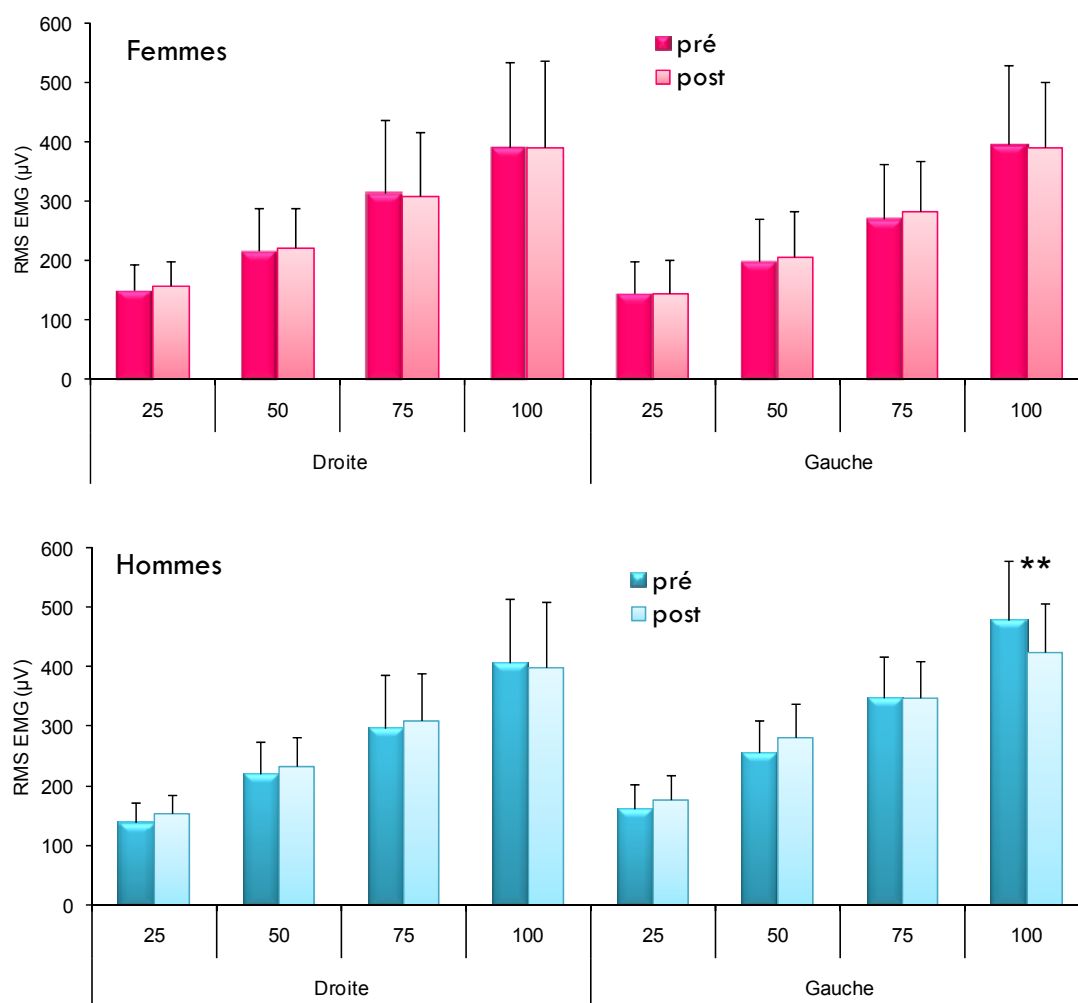


FIGURE 55. Activité EMG des muscles fléchisseurs de droite et de gauche (SCM et SCA moyennés) avant (pré) et après (post) la session de vol simulé en centrifugeuse chez les hommes et femmes. L'activité augmente significativement avec les niveaux de force (25, 50, 75, 100% MVC,  $P < 0.001$  non représenté). \*\* $P < 0.01$  : différence significative à MVC sur le côté gauche des hommes. Les conditions "type de casque" ont été moyennées.

Ainsi, globalement, l'efficacité neuromusculaire ( $N \cdot \mu V^{-1}$ ) des muscles fléchisseurs chute de 18% chez les hommes uniquement (femmes = 4%, interaction session x genre,  $F = 6.1$ ,  $P < 0.05$ ). Cependant, le port du casque ne majore pas l'influence de la centrifugation sur la NME des fléchisseurs.

L'activité EMG des muscles antagonistes (SplCap, PARA) diminue significativement de 8% lors de la flexion chez les hommes uniquement (interaction genre x session,  $F = 4.8$ ,  $P < 0.05$ ) alors que celle des trapezius superior (TS) considérés comme des stabilisateurs, ne varie pas après la simulation de vol (20% de l'activité EMG maximale obtenue lors de l'élévation d'épaule). Elle est cependant plus élevée globalement dans la condition tête nue (27%,  $P < 0.01$ ) par rapport à celles avec casques (16%,  $F = 8.2$ ,  $P < 0.01$ ) à cause notamment d'une activité importante du côté gauche dans la condition "tête nue" (35% vs. 14 à 20%, interaction casque x latéralité,  $F = 7$ ,  $P < 0.001$ ). Aucune influence du genre n'est toutefois observée.



*Extension.* Lors de l'extension du cou, l'activité EMG des agonistes n'est pas statistiquement modifiée par la simulation quels que soient le genre, le type de casque, la latéralité ou le niveau de contraction. De plus, aucun effet de la condition "casque" ou du genre n'est constaté. En revanche, l'efficacité neuromusculaire des extenseurs diminue globalement de 13% à 25% de la force maximale et entre 7% et 3% aux autres niveaux sans atteindre le seuil de significativité (interaction session x niveau de contraction,  $F=3.0$ ,  $P<0.05$ ). Il est à noter que contrairement aux extenseurs paraspinaux, l'efficacité neuromusculaire des SplCap n'augmente pas avec le niveau de force d'extension du cou (interaction muscle x niveau de contraction,  $F=13.0$ ,  $P<0.001$ ). L'activité EMG des SplCap est relativement constante ( $1.3$  à  $1.5 \mu V.N^{-1}$ ) alors que celle des PARA augmente avec le niveau de force d'extension (de  $1.3$  à  $1.9 \mu V.N^{-1}$ , interaction muscle x niveau de contraction,  $F=6.5$ ,  $P<0.001$ ) quels que soient la condition "casque" et le genre. De plus, un effet d'interaction entre le genre, la session, le muscle, le niveau de contraction et le type de casque ( $F= 3.0$ ,  $P<0.05$ ) indique que la NME est particulièrement altérée chez les femmes par rapport aux hommes (Figure 56). L'activité des muscles antagonistes (SCM et SCA) n'est pas modifiée entre les sessions de centrifugeuse (10-15% activité EMG maximale en flexion), de même que celle des TS qui atteint en moyenne 25% de l'activité maximale obtenue lors de l'élévation de l'épaule.

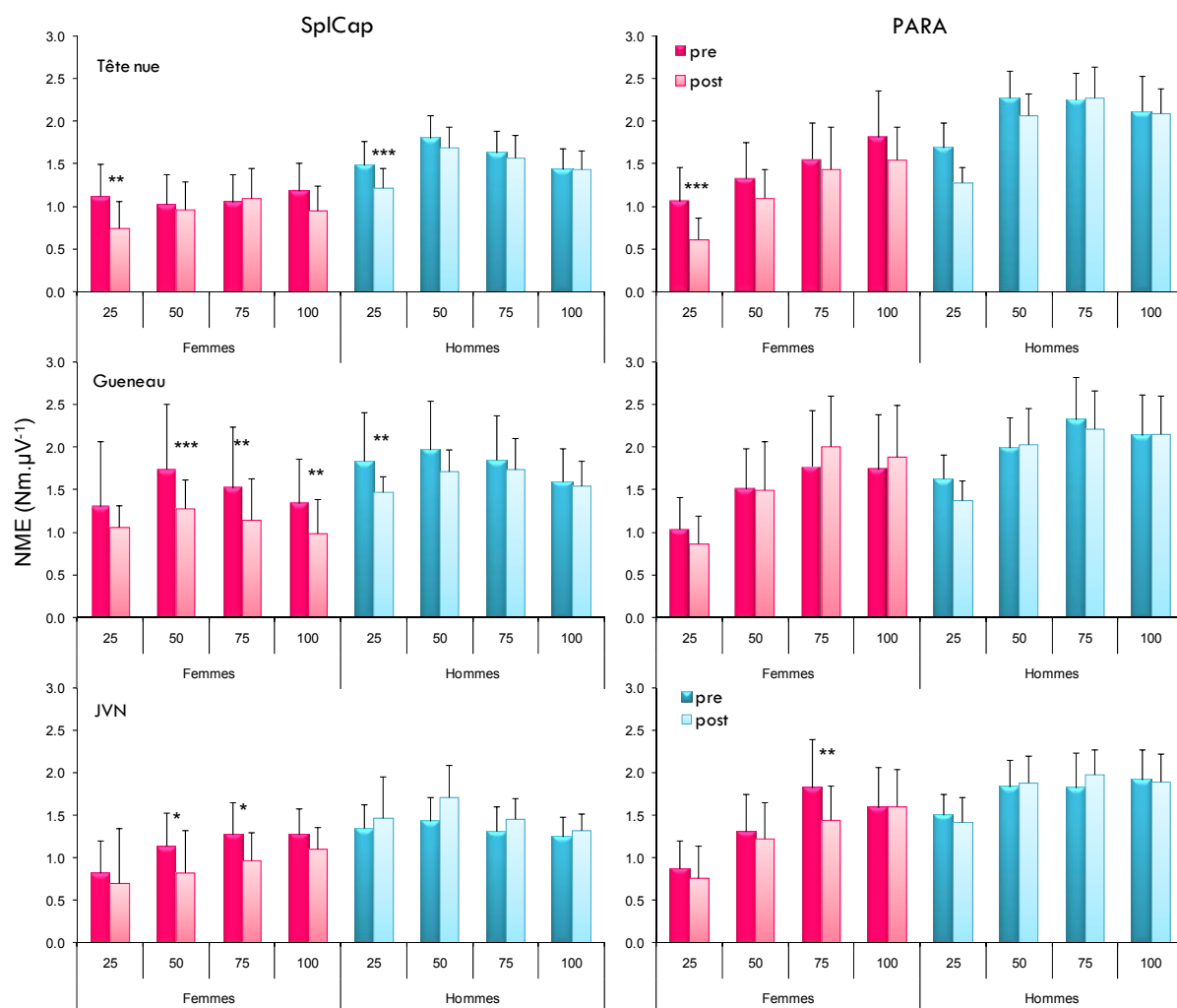


FIGURE 56. Efficacité neuromusculaire ( $\text{N} \cdot \mu\text{V}^{-1}$ ) des muscles extenseurs (SplCap : graphiques de gauche vs. PARA : graphiques de droite) chez les hommes et les femmes avant et après les sessions de centrifugeuse en condition "tête nue" (graphiques du haut), "casque Gueneau" (graphiques du milieu) et "casque JVN" (graphiques du bas). \*  $P < 0.05$ , \*\*  $P < 0.01$ , \*\*\*  $P < 0.001$  : différence significative pré vs. post session de vol simulé pour un niveau de force donné. Les données de droite et de gauche ont été moyennées.

---

## 5.2. ETUDE IV : INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES INERTIELLES DU CASQUE SUR LE COMPORTEMENT CINEMATIQUE A 1GZ ET SUR LES REPONSES NEUROMUSCULAIRES EN VOL DE PILOTES DE CHASSE

---

### 5.2.1. MATERIEL

---

#### 5.2.1.1. SYSTEME ZEBRIS©

Le système Zébris® CMS 70P est un système d'analyse cinématique de repérage par ondes ultrasonores en 3 dimensions. Les ondes émises par les émetteurs ultrasonores (ancillaires casque, épaule et stylo pointeur) sont captées par un récepteur placé à droite du sujet. Utilisant la triangulation, les mesures de mouvement s'obtiennent en dérivant le temps entre les ondes émises et les ondes reçues par le récepteur. Le récepteur est muni de 3 microphones reliés à une unité centrale d'acquisition de données. Chaque ancillaire est composé de 3 marqueurs, afin de définir la dimension dans laquelle est prise la mesure. Les émetteurs, ou marqueurs, transmettent des ultrasons à une fréquence de 25 Hz et reliés à l'unité centrale. La distance séparant le marqueur des 3 microphones du récepteur est déterminée par la mesure du temps de parcours de la pulsation, du marqueur, jusqu'à chaque microphone. Les coordonnées dans l'espace de chaque marqueur sont ensuite calculées, par triangulation. Ces coordonnées sont exprimées dans le repère (O, X, Y, Z) du récepteur, et sont fonction du temps. L'acquisition des données s'effectue grâce au logiciel Windata 44. Les courbes de mouvements 3D et de repositionnement sont ensuite extraites et traitées grâce un programme développé sous Matlab© au Laboratoire de BioMécanique de l'ENSAM en collaboration avec le laboratoire Interaction Equilibre, Posture, Mouvement de l'INSERM UMR 731. Celui-ci permet de calculer les amplitudes angulaires maximales des mouvements principaux et couplés ainsi que les positions angulaires lors des tests de repositionnement dans les plans sagittal, coronal et axial.

#### 5.2.1.2. RAFALE ET MATERIELS EMBARQUES

A l'intérieur de l'avion, le pilote est équipé des électrodes reliées au système d'enregistrement EMG portable et autonome placé dans une des poches du pantalon anti-G (Figure 57). Pendant toute la durée du vol le pilote est également filmé par une petite caméra stylo placée sur le côté du système de vision tête haute à la hauteur de la tête du pilote. Toute les expérimentations ont été effectuées sur un avion de type "Rafale C101" monoplace.

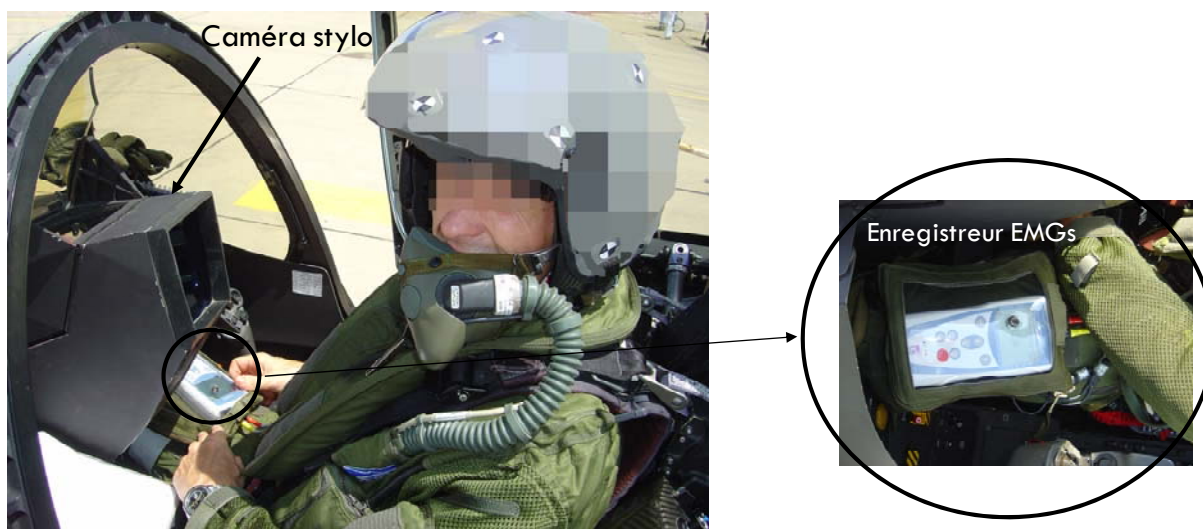


FIGURE 57. Dispositifs de mesure à l'intérieur de l'avion (Rafale, Dassault Aviation).

### 5.2.1.3. CASQUES

Trois casques différents ont été utilisés dans cette étude (Figure 58). Le premier de type "Gueneau" est le même que celui précédemment utilisé pour les expérimentations en centrifugeuse (poids avec masque = 1,680 kg). Le deuxième est un prototype de casque intégrant un système de visée (VdC) qui projette les informations "système" de l'avion directement sur la rétine du pilote ce qui a pour conséquence d'augmenter la masse du casque jusqu'à 2,05 kg avec masque et de déporter le centre de gravité du casque vers l'avant. Deux configurations de ce casque VdC sont testées lors des mesures d'amplitude de mouvement et de repositionnement avec le système Zebris®, i.e. une configuration avec un poids de 50g placé sur l'avant du casque (MAV) et une avec la même masse placée à l'arrière du casque (MAR), le but étant de déterminer la configuration la plus optimale. Le dernier de type "Gallet" est le plus léger (1,6 kg), il correspond au nouveau casque en dotation dans l'Armée de l'Air Française, il a servi de référence au cours des expérimentations en vols.



FIGURE 58. Différents types de casque, Gueneau, VdC puis Gallet (de gauche à droite)

### 5.2.2.1. SUJETS

Concernant les mesures d'amplitude de mouvement et de repositionnement avec le système Zebris®, la population de pilotes d'essais de l'Armée de l'Air française est identique à celle de l'Etude I. Dix pilotes sains (âge:  $38 \pm 5$  ans; taille:  $178,8 \pm 4,5$  cm; poids:  $78,5 \pm 9,5$  kg; circonférence du cou:  $39,1 \pm 1,5$  cm; heures de vol:  $2439 \pm 1236$  h) et 9 pilotes symptomatiques (âge:  $39 \pm 3$  ans; taille:  $178,5 \pm 6,9$  cm; poids:  $78,2 \pm 10,6$  kg; circonférence du cou:  $38,7 \pm 1,5$  cm; heures de vol:  $2705 \pm 1064$  h).

Les expérimentations en vol ne concernent que 6 des 19 pilotes précédant parmi les plus expérimentés (âge:  $39,7 \pm 5,9$  ans; taille:  $178,2 \pm 5,3$  cm; poids:  $78,8 \pm 11,1$  kg; circonférence du cou:  $39,0 \pm 1,4$  cm; heures de vol:  $3013 \pm 1459$  h).

### 5.2.2.2. AMPLITUDE DE MOUVEMENT ET REPOSITIONNEMENT

Le sujet est assis sur un siège et fermement sanglé au niveau du tronc et des hanches, l'angle buste/jambe ainsi que l'angle des genoux étant de  $90^\circ$  et les pieds reposant sur le socle du siège (Figure 59). Le sujet est ensuite équipé d'un ancillaire à la tête et à l'épaule droite adaptables à la morphologie du sujet. Il est demandé au sujet de rester immobile lors du repérage spatial réalisé à l'aide du stylo. Cette étape consiste en la prise de points de références pour définir la verticale (de l'espace pièce) et repérer les points anatomiques (protubérance occipitale externe, bords postéro-inférieurs des mastoïdes droit et gauche, angles antéro-externes des acromions droit et gauche, partie postéro-supérieure de l'apophyse épineuse de T1, articulations fronto-malaires dans l'axe de l'œil droit et gauche, symphyse maxillaire supérieure, creux de la symphyse mentonnière, haut du sternum, bas du sternum) afin de construire les repères nécessaires pour calculer la cinématique du mouvement.

Dans un ordre aléatoire, le sujet réalise des mouvements du segment tête-cou en flexion/extension et en extension/flexion, en rotation axiale droite puis gauche et gauche puis droite ainsi que des mouvements d'inclinaison latérale droite puis gauche et gauche puis droite. Entre chaque cycle, le sujet observe un plateau de trois secondes en position neutre avant de commencer un nouveau cycle. La position neutre de référence de la tête correspond à la position du sujet avant qu'il effectue le premier mouvement. Tous ces mouvements se font les yeux fermés et sous les directives de l'expérimentateur. Pour chacun des trois mouvements effectués par le sujet, les données spatiales recueillies sont ensuite traitées pour établir les trajectoires de la tête par rapport au tronc et faire apparaître leurs composantes dans les trois plans de l'espace. La composante de flexion/extension

est définie par la rotation sagittale autour de l'axe  $y$ , les valeurs positives, en avant du plan frontal, correspondent à la flexion, les valeurs négatives à l'extension. La composante d'inclinaison latérale correspond à la rotation frontale autour de l'axe  $x$ , les valeurs positives, à droite du plan sagittal, correspondent à l'inclinaison latérale droite, les valeurs négatives à l'inclinaison latérale gauche. La composante de rotation axiale est définie par la rotation transversale autour de l'axe  $z$ , les valeurs positives correspondent à la rotation droite et les valeurs négatives à la rotation gauche.

Des tests de repositionnements de la tête (McNair et al. 2007) sont également effectués afin d'évaluer la sensibilité cervicale du sujet. Ils se composent de trois séries de mesures de repositionnement en flexion/extension, en rotation axiale simple (gauche et droite) et en mouvement combiné de rotation axiale (gauche et droite) et d'extension. Dans le cas du repositionnement en flexion/extension les trois essais sont réalisés à la suite. Tous ces mouvements se font dans un ordre aléatoire, à des amplitudes aléatoires, les yeux fermés sous les directives de l'expérimentateur.

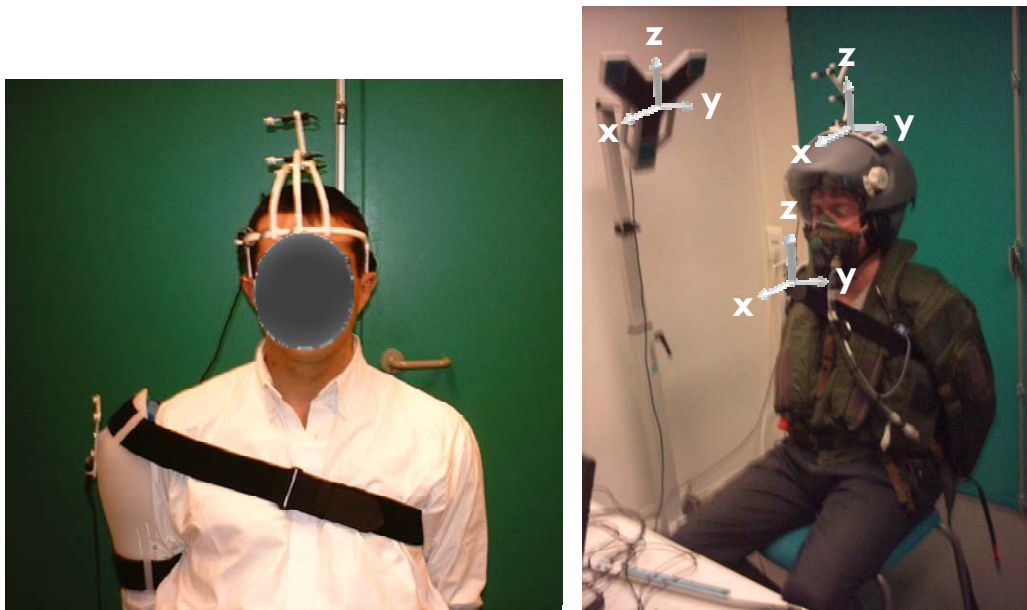


FIGURE 59. Système Zebris© tête nue (à gauche) et avec le casque (à droite).

#### 5.2.2.3. EMG DE SURFACE

L'enregistrement de l'activité musculaire par EMG de surface est obtenu grâce à 4 paires d'électrodes de surface autocollante (Ag/AgCl, Aerotrace, Control Graphique S.A.) placées de façon bilatérale sur les muscles sternocleidomastoïdeus, paraspinaux et trapezius superior. Les électrodes de référence (1/muscle) sont placées sur des parties osseuses. L'impédance peau-électrode est préalablement diminuée grâce à une solution d'alcool-acétone et un rasage de la peau si nécessaire ( $Z < 10 \text{ k}\Omega$ ). L'acquisition des signaux myoélectriques et de force est effectuée par un enregistreur 16 voies (modèle ME6000, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlande) et pré-amplifiés sur site. Les signaux sont filtrés en temps réel par un passe-bande (8-500 Hz) et par un filtre réjecteur 50 Hz. La fréquence d'échantillonnage est fixée à 1 kHz par voie.

#### 5.2.2.4. MESURE DE FORCE PRE / POST VOL

Les tests de force en flexion-extension et inclinaison latérale droite gauche sont effectués sur l'ergomètre "siège avion" décrit dans l'Etude III. On demande aux sujets d'effectuer 3 contractions maximales volontaires (MVC) d'environ 5 secondes en flexion et extension ainsi qu'en inclinaison latérale droite et gauche du rachis cervical  $0^\circ$  (position neutre). Le passage pour les 4 fonctions est effectué dans un ordre aléatoire pour éviter les erreurs systématiques. De même, une période de repos de 2 minutes est respectée entre chaque contraction pour éviter un effet cumulatif de la fatigue sur la fonction cervicale (Sommerich et al. 2000).

#### 5.2.2.5. TRAITEMENT DES DONNEES

##### Mesures d'amplitude et de proprioception

L'amplitude maximale pour chaque mouvement est déterminée en tenant compte de la position initiale du sujet. L'erreur de repositionnement absolue en flexion-extension est mesurée après les trois mouvements en prenant la position neutre comme position de référence. Pour les deux autres tests de repositionnement (3 essais dissociés pour chaque test) on mesure l'erreur absolue pour chaque mouvement.

##### Mesure de force et d'activité EMG

L'essai correspondant au couple de force isométrique maximal du sujet et l'activité EMG des muscles associée est retenu pour l'analyse. La RMS des signaux est calculée sur une fenêtre de 0,5 s lorsque le couple de force est stable. L'efficacité neuromusculaire est déterminée par le ratio entre la force maximale et la RMS des muscles agonistes correspondante.

### 5.2.3. STATISTIQUES

---

Dans les tests à 1G, les amplitudes maximales des mouvements principaux (MP) ont été comparées entre les pilotes sains et cervicalgiques en fonction du type de casque par une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (plan x direction x type de casque). Une ANOVA à un facteur groupe et facteurs répétés (type de casque x direction x MC) a été réalisée afin de comparer pour chaque mouvement principal les amplitudes des mouvements couplés (MC) en fonction du casque ainsi que les ratios MP/MC permettant de rendre compte de la part du MC relativement au MP. Les performances absolues et relatives au secteur angulaire parcouru lors du test de repositionnement ont été comparées entre les groupes pour chaque mouvement séparément par une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (type de casque).

Pour l'étude en condition de vol réel, les durées de vol totale et relative en fonction du niveau d'accélération (<2G, >2G) ont été comparées entre les 2 sessions casque classique vs. JVN. Les MVC réalisées avant et après le vol ont été comparées par une ANOVA à mesures répétées (casque x pre/post x fonction) pour chaque plan séparément. De plus, L'activité EMG maximale, l'efficacité neuromusculaire (NME) et les niveaux de coactivation des muscles antagonistes ont été comparés entre les groupes avant et après les vols par une ANOVA à un facteur groupe et à mesures répétées (casque x pre/post x direction) pour chaque plan séparément. Des tests post hoc de Newman-Keuls ont été utilisés lorsque appropriés. Le seuil de significativité a été fixé à  $P < 0.05$ .

### 5.2.4. RESULTATS

---

#### 5.2.4.1. AMPLITUDE DE MOUVEMENTS DU SEGMENT TETE-COU

*Amplitudes des mouvements principaux (PM).* Les pilotes sains et cervicalgiques présentent des amplitudes des mouvements principaux similaires, bien que ces derniers aient tendance à avoir des amplitudes limitées surtout dans le plan sagittal (Figure 60). Globalement, le port d'un casque diminue les amplitudes des PM du segment tête-cou par rapport à la condition tête-nue ( $F=58.2$ ,  $P < 0.001$ ). Une interaction significative entre groupe x plan x casque ( $F=2.6$ ,  $P < 0.05$ ) indique que les pilotes cervicalgiques ont des amplitudes de flexion-extension plus faibles avec le casque Gueneau comparé au casque VdC ( $P < 0.001$ ), contrairement aux sujets sains. Dans les autres plans, aucune différence n'est constatée entre les casques pour les deux groupes.



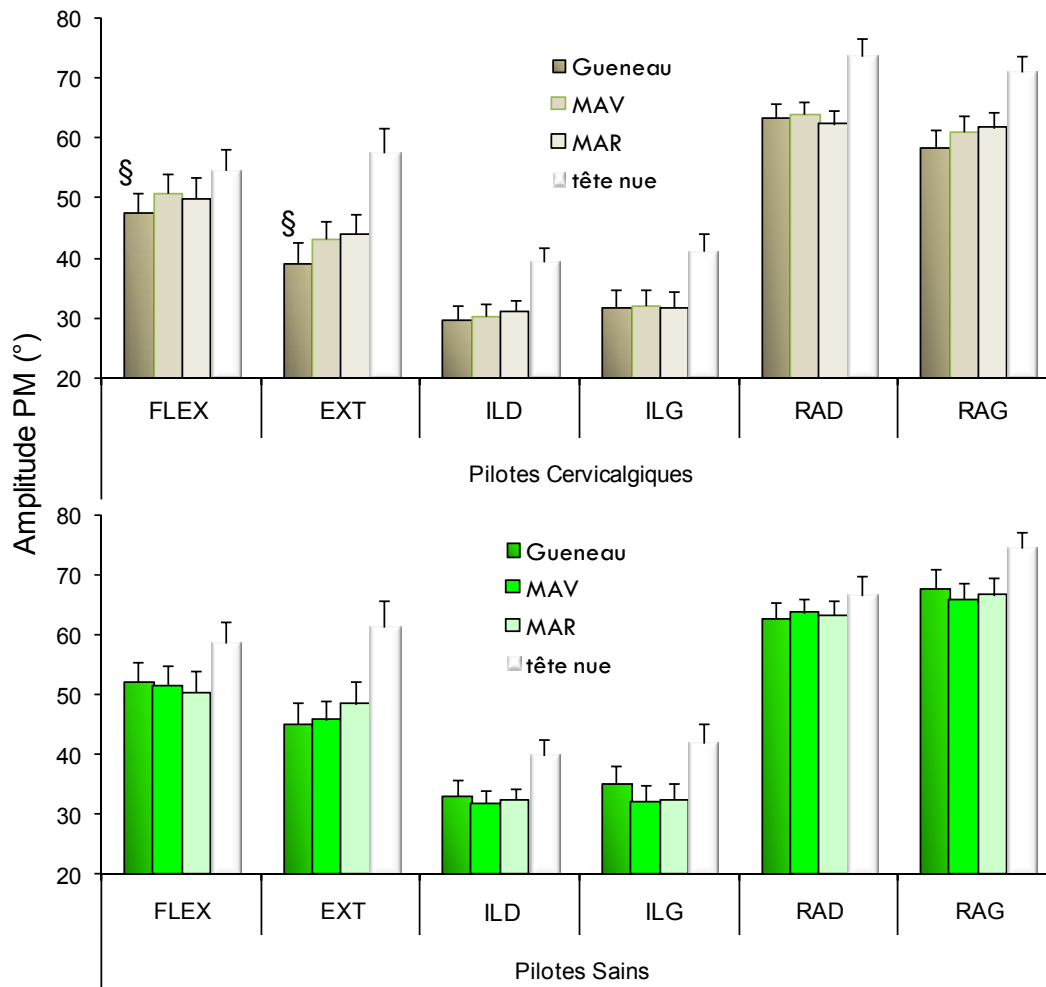


FIGURE 60. Amplitudes (°) des mouvements principaux dans les plans sagittal (flexion, extension), coronal (ILD, ILG) et axial (RAD, RAG) dans différentes conditions inertielles du segment tête-cou (Gueneau, MAV, MAR et tête-nue) de pilotes sains et cervicalgiques. § $P < 0.001$  : différence entre plan sagittal avec casque Gueneau vs. autres conditions. Moyenne  $\pm$  SE.

#### Amplitudes des mouvements couplés et ratios amplitude couplée / principale.

*Plan sagittal.* L'ANOVA à un facteur groupe et facteurs répétés (casque x direction x CM) indique que globalement l'amplitude des mouvements couplés en inclinaison et en rotation est plus faible chez les pilotes cervicalgiques (27%,  $F=8.9$ ,  $P<0.01$ ). L'interaction casque x groupe ( $F=5.2$ ,  $P<0.01$ ) montre que cela est vrai uniquement pour les casques MAV et MAR ( $P<0.01$ ). Les ratios CM/PM sont réduits chez les pilotes cervicalgiques (% ,  $F=4.2$ ,  $P=0.057$ ) et notamment pour les casques MAR et MAV (interaction groupe x casque,  $F=5.9$ ,  $P<0.01$ ). Il est également à noter que les mouvements couplés et les ratios CM/PM sont plus variables chez les pilotes sains alors que les pilotes cervicalgiques présentent des valeurs similaires quelle que soit la condition (avec ou sans casque, Figure 61).

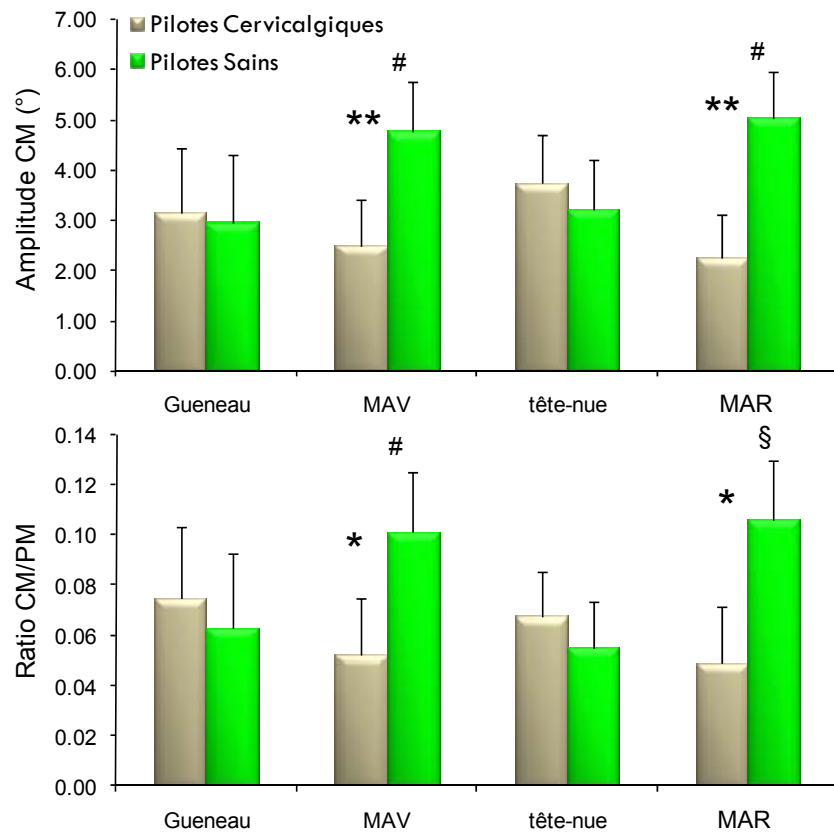


FIGURE 61. Amplitudes des mouvements couplés (graphique du haut) et valeurs des ratios CM/PM (graphique du bas) lors de flexion/extension active du segment tête-cou. \* $P < 0.05$  ; \*\* $P < 0.01$  : différence entre pilotes sains vs. cervicalgiques. # $P < 0.05$  ; § $P < 0.01$  : différence vs. casque Gueneau et tête-nue.

*Plan coronal.* L'amplitude des mouvements couplés à l'inclinaison est plus élevée "tête-nue" ( $11.2 \pm 2.1^\circ$ ) comparée à celles avec port de casque (20 à 30% selon le casque,  $F=7.3$ ,  $P < 0.001$ ). De plus, l'amplitude en rotation est plus élevée que celle dans le plan sagittal ( $11.5 \pm 2.9^\circ$  vs.  $6.7 \pm 2.4^\circ$ , 69%  $F=17.2$ ,  $P < 0.001$ ) notamment pour les pilotes cervicalgiques (interaction groupe x direction x CM ;  $F=5.1$ ,  $P < 0.05$ ). Il en est de même pour les ratios CM/PM (Figure 62).

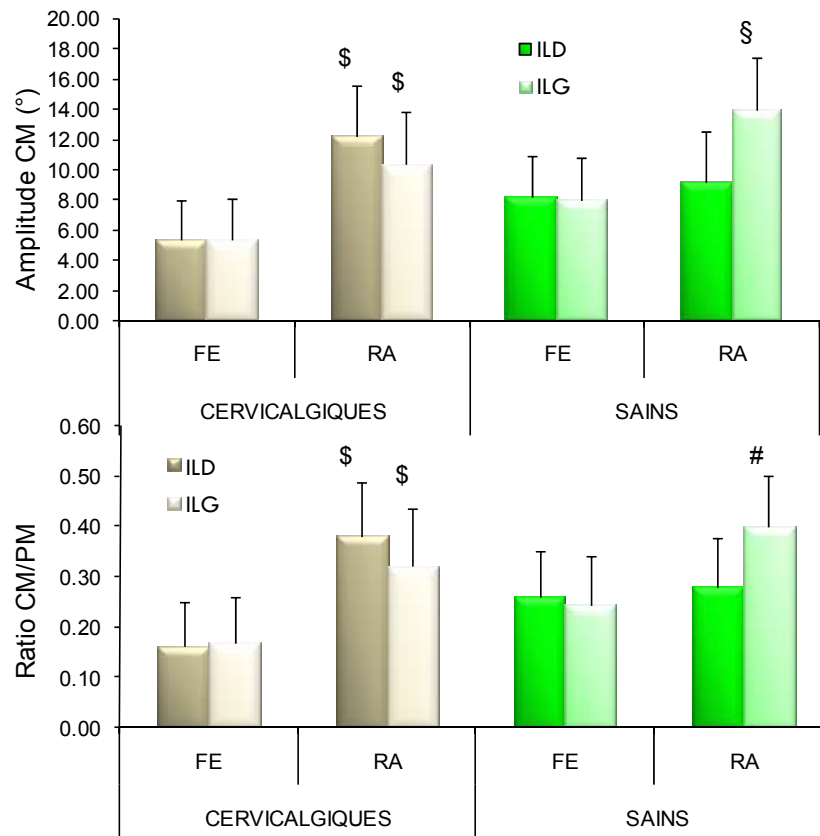


FIGURE 62. Amplitudes des mouvements couplés (graphique du haut) et valeurs des ratios CM/PM (graphique du bas) lors d'inclinaison active droite (ILD) et gauche Castro, Sautmann, Schilgenet Sautmann du segment tête-cou. #P<0.05 ; §P<0.01 ; \$P<0.001 : différence vs. autres valeurs pour un groupe donné.

*Plan axial.* Lors des rotations axiales droite et gauche, l'amplitude des mouvements couplés ainsi que la valeur des ratios CM/PM ne sont influencées ni par le groupe, ni par le port de casque et son type (4-6°, P>0.05) bien que celle-ci semble plus élevée chez les pilotes cervicalgiques (14% et 25% respectivement à droite et à gauche) sans toutefois atteindre le seuil de significativité statistique (Figure 63).

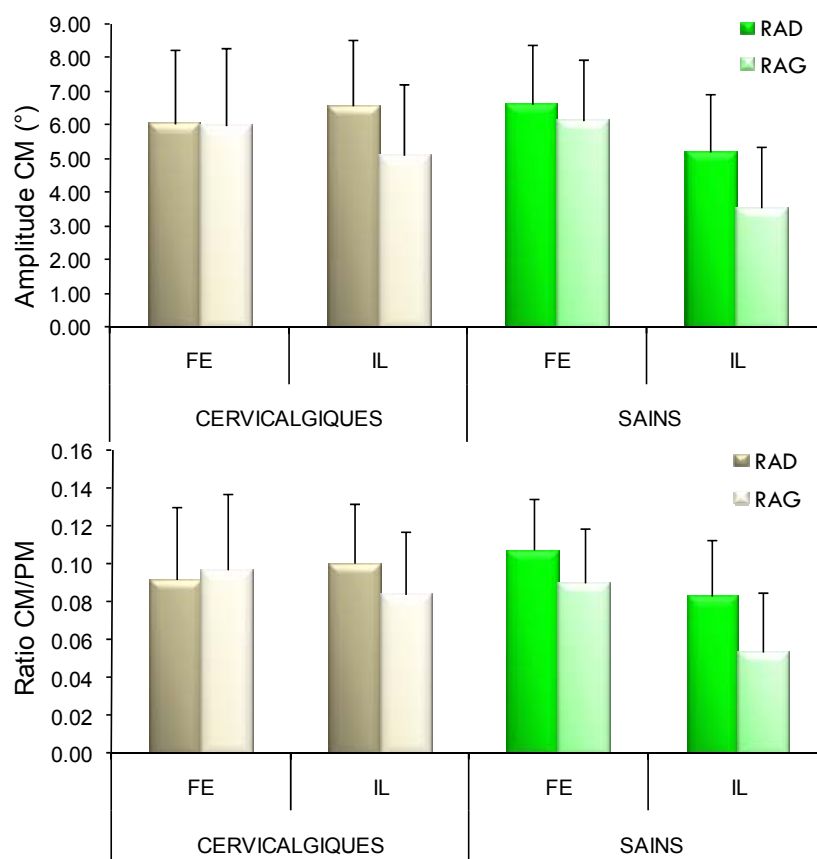


FIGURE 63. Amplitudes des mouvements couplés (graphique du haut) et valeurs des ratios CM/PM (graphique du bas) lors de rotation active droite et gauche du segment tête-cou de pilotes sains et cervicalgiques. Aucun effet principal ou d'interaction n'est constaté.

### Tests de repositionnement du segment tête-cou.

Le sens de repositionnement des pilotes cervicalgiques est uniquement altéré lors de mouvements d'extension comparativement aux pilotes sains ( $3.4 \pm 0.4^\circ$  vs.  $2.1 \pm 0.3^\circ$ ,  $F=7.8$ ,  $P<0.05$  ; Tableau 15).

TABEAU 15. Erreur absolue ( $^\circ$ ) et relative (% amplitude parcourue) lors des tests de repositionnement en flexion, extension et en rotations combinées à l'extension du segment tête-cou chez des pilotes sains et cervicalgiques. Moyenne (SE). # $P<0.05$  différence significative entre les groupes. ( $^aP = 0.07$  cervicalgiques > sains).

Groupes	Flexion		Extension		Rotation combinée à l'extension							
					Droite				Gauche			
	deg°	%	deg°	%	Rotation	Extension	Rotation	Extension	Rotation	Extension	Rotation	Extension
Sains	3.8	16	2.1	9	2.9	9	1.6	16	3.3	9	1.5	13
	(0.6)	(2)	(0.4)	(2)	(0.3)	(2)	(0.3)	(3)	(0.3)	(1)	(0.2)	(2)
Cervicalgiques	4.1	16	3.7 #	14 <sup>a</sup>	3.6	11	1.8	10	3.7	10	1.5	11
	(0.6)	(2)	(0.5)	(2)	(0.4)	(2)	(0.3)	(3)	(0.3)	(1)	(0.1)	(2)

#### 5.2.4.2. EFFET DU VOL SUR LA FORCE MAXIMALE ISOMETRIQUE

L'analyse du temps et du niveau d'exposition au facteur de charge en vol pour le casque Gallet et le casque VdC ne montre aucune différence de durée total de vol ( $6612 \pm 350$  s et  $6392 \pm 414$  s respectivement,  $P > 0,05$ ). De même, l'exposition au facteur de charge est comparable d'un vol à l'autre avec des durées totales similaires (environ 1h50min). De même, les durées relatives passées en dessous (91%) ou au dessus de +2 Gz (9%) sont comparables entre les vols. Ces vols n'étant pas à fort facteur de charges, les temps passés au dessus de +3 Gz jusqu'à +5 Gz (maximum rapporté) sont négligeables proportionnellement à la durée totale de vol.

Dans le plan sagittal, la force d'extension cervicale développée par les pilotes diminue significativement après le vol quel que soit le type de casque alors que la force de flexion diminue de manière significative uniquement avec le casque VdC (Figure 64)

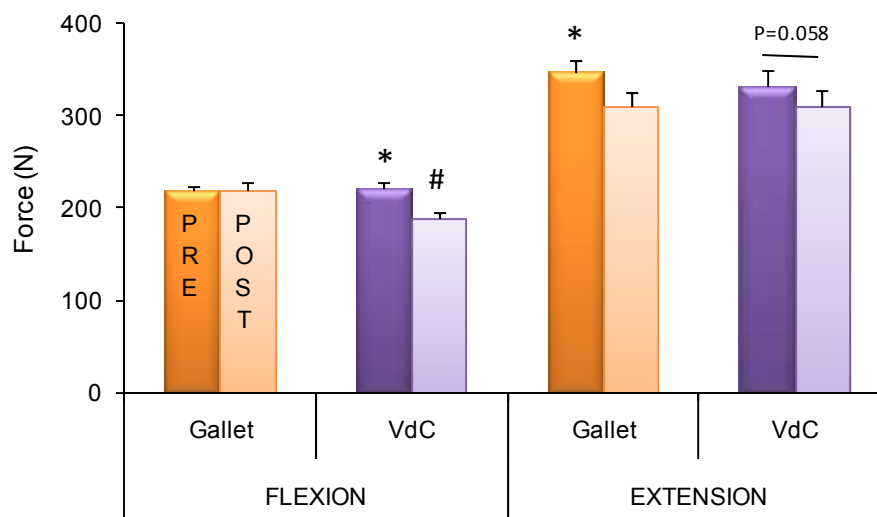


FIGURE 64. Force en flexion et en extension du segment tête-cou avant (pre) et après une session de vol type "système" avec 2 casques différents (Gallet vs. VdC). \* $P < 0.05$  : différence significative entre pré et post pour une condition donnée. # $P < 0.05$  : différence significative entre classique vs. JVN pour une même condition.

En revanche, lors des inclinaisons latérales, aucun effet n'est constaté (Figure 65).

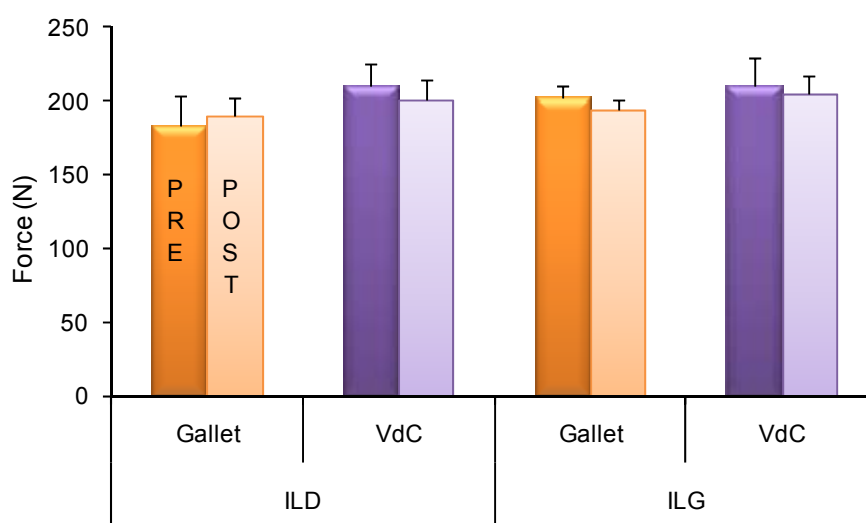


FIGURE 65. Force en inclinaison latérale droite (ILD) et gauche Castro, Sautmann, Schilgenet Sautmann du segment tête-cou avant (pre) et après une session de vol type "système" avec 2 casques différents (Gallet vs. VdC).

#### 5.2.4.3. ACTIVITE EMG AGONISTE, ANTAGONISTE ET EFFICIENCE NEUROMUSCULAIRE

L'activité EMG maximale des muscles agonistes de même que celle des muscles antagonistes n'est pas significativement altérée par le vol quel que soit le type de casque ou la fonction. Par contre, l'efficacité neuromusculaire en flexion diminue significativement après le vol uniquement avec le casque VdC ( $P < 0.05$ ).

---

### 5.3. DISCUSSION

Cette partie concerne plus spécifiquement le domaine aéronautique et l'influence des caractéristiques inertielles du casque et des accélérations sur le comportement du segment tête-cou. Une première étude réalisée en centrifugeuse sur une population d'hommes et de femmes sains permet d'examiner les différences de recrutement musculaire liées aux casques et aux niveaux d'accélération simulés en centrifugeuse. Une deuxième étude sur une population de pilotes de chasse sains et cervicalgiques a été réalisée afin de déterminer si la cinématique tridimensionnelle du segment tête-cou à 1G pouvait être modifiée par l'ajout de masse et/ou par la localisation du centre de gravité. Enfin, une étude pilote a été menée dans des conditions de vols réels sur des pilotes de chasse.

---

#### 5.3.1. FACTEUR DE CHARGE, ACTIVITE EMG, FORCE & GENRE

---

L'impact des caractéristiques inertielles du casque a été examiné en fonction du genre dans des conditions de vol simulé en centrifugeuse. Les sujets devaient reproduire les mouvements et les postures de la tête classiquement observée en condition de vol réel. Les résultats sur les sujets non-pilotes indiquent que l'augmentation du niveau d'accélération (jusqu'à +4Gz) est associée à une augmentation de l'activité EMG notamment chez les femmes. De plus, l'augmentation du poids du casque induit une augmentation de l'activité des muscles cervicaux principalement chez les femmes lorsqu'elles ont à maintenir une position de flexion ou une position d'extension. Le recrutement, en particulier, des muscles extenseurs (SplCap et PARA) lors de stabilisation du segment tête-cou en position fléchie semble spécifique aux femmes (de 4% à 1Gz à 45,5% à 4Gz de la MVC) contrairement aux hommes (de 2% à 1Gz à 24% à 4Gz). De plus, chez les femmes, le port du casque JVN dont la masse est déportée vers l'avant augmente considérablement l'activité EMG de ces muscles extenseurs (jusqu'à 96% MVC à 4Gz). Cette position de flexion semble la plus sollicitante notamment chez les femmes. En effet dans ce cas le maintien de la tête requiert une forte participation des muscles extenseurs en résistance aux accélérations en Gz, l'ajout de masse à l'avant du casque va alors majorer cet effet.

En revanche, le poids du casque ne semble pas jouer un rôle prépondérant lors de la stabilisation des positions de rotation couplées à l'extension quel que soit le côté. Nos résultats montrent également que les hommes et les femmes ne présentent pas les mêmes patrons d'activation musculaire lors du maintien de la position en rotation combinée à l'extension. Chez les femmes en rotation gauche combinée à l'extension, les muscles extenseurs du rachis cervical et notamment les PARA sont plus recrutés que les muscles fléchisseurs, alors que chez les hommes le SCM droit est le muscle le plus

sollicité quel que soit le niveau d'accélération considéré. De plus, les femmes ont tendance à plus recruter les TS que les hommes (16.5 vs. 9.8%). Lors du maintien du segment tête-cou en position de rotation droite combinée à l'extension, les femmes recrutent particulièrement leurs muscles SplCap gauche (24% à 4Gz tête nue) et TS gauche (35%) et globalement de manière plus importante que les hommes (15% et 16% respectivement). Lorsque le casque JVN est porté, à 4Gz le recrutement du SplCap gauche s'élève à 76% chez les femmes alors qu'il reste stable chez les hommes.

Dans la littérature, l'effet du poids du casque et de la position du segment tête-cou sur l'activité des muscles extenseurs et fléchisseurs du rachis cervical n'a été exploré que pour une population de pilotes de chasse masculins au cours de vols réels de type combat aérien. Les niveaux d'activation des muscles cervicaux observés chez les hommes sont en accord avec la littérature rapportant une activité moyenne pendant le vol variant entre 5 et 20% de la MVC pour les SCM (Oksa et al. 1996) et entre 7 et 25% de la MVC pour les muscles erector spinae cervicaux (PARA) dans les phases de vol maintenues à +4 Gz (Hamalainen et Vanharanta 1992). De même, Hamalainen et al. (1993) montrent que les pilotes masculins ne sont pas significativement affectés par le poids du casque en vol même pour de accélérations montant jusqu'à +7Gz. A notre connaissance aucune étude ne rapporte de résultats similaires chez des femmes pilotes de chasse ou non en vol réels ou en centrifugeuse.

Les tests de force maximale volontaire réalisés avant et juste après la phase de vol simulée montrent que les 2 min 30s d'accélérations n'ont pas les mêmes retentissements sur la capacité de production de force en flexion et en extension. En effet les tests post-centrifugeuse montrent une incapacité des hommes à atteindre le même niveau de force que lors des pré-tests principalement en flexion contrairement aux femmes. Bien que les femmes recrutent leurs muscles de façon plus importante dans la centrifugeuse, elles semblent plus endurantes que leurs homologues masculins. Ce constat est en accord avec l'étude de Valkeinen et al. (2002) qui rapporte un temps plus élevé de maintien de la force à 60% de la MVC chez les femmes comparées aux hommes en flexion et en extension du segment tête-cou. Ce résultat est également classiquement décrit dans la littérature pour d'autres articulations (Hicks et al. 2001).

Nos résultats montrent donc que les hommes et les femmes ne sont pas affectés de la même manière par le niveau d'accélération et par le poids du casque. Sous accélération pour stabiliser la tête, les femmes semblent recruter préférentiellement leurs muscles extenseurs contrairement aux hommes. Néanmoins, les niveaux estimés du recrutement musculaire soulignent le risque plus élevé encouru par les sujets féminins pendant les vols.



### 5.3.2. INFLUENCE DU POIDS DU CASQUE SUR LA CINEMATIQUE 3D DU SEGMENT TETE-COU DE PILOTES SAINS VS. CERVICALGIQUES

---

Les pilotes cervicalgiques présentent une cinématique perturbée avec une diminution des mouvements couplés lors de mouvements de flexion - extension quelle que soit la configuration de tête. Dans notre étude, les valeurs d'amplitude de mouvements principaux (tête nue) chez les deux populations de pilotes (sains et symptomatiques) sont en accord avec celles précédemment rapportées chez les pilotes de chasse (Alricsson et al. 2001, Burnett et al. 2004). Par contre, contrairement à d'autres études (Dvorak et al. 1993, Dall'Alba et al. 2001, Ylinen et al. 2003) réalisées chez des sujets non-pilotes symptomatiques, aucune limitation de l'amplitude totale de mouvement principal n'est observée chez les pilotes cervicalgiques par rapport aux pilotes sains. Ce résultat peut s'expliquer par les mouvements répétés de la tête quotidiennement en vol des pilotes de chasse cervicalgiques ou non.

En revanche, les limitations d'amplitudes des mouvements couplés (Knudson et al. 1988) uniquement et l'altération du sens de repositionnement observée chez les pilotes cervicalgiques ont été préalablement rapportés par d'autres auteurs chez des sujets symptomatiques (non-pilotes) tête nue (Dall'Alba et al. 2001, Ylinen et al. 2003, McNair et al. 2007). Il semblerait que cette réduction d'amplitude des CM au cours de la flexion – extension du segment tête-cou résulte d'un "verrouillage préventif" par les muscles cervicaux des pilotes afin de compenser une instabilité post-lésionnelle du rachis cervical. Néanmoins, la quantification des patrons de recrutement des muscles cervicaux est nécessaire afin de valider cette hypothèse.

Le comportement cinématique 3D montre également une modification de l'amplitude des CM uniquement chez les pilotes de chasse sains, liée au port du casque VdC quelle que soit la position (avant ou arrière) de la masse de 50g. Il semblerait donc que les propriétés inertielles de ce casque (déport du centre de gravité vers l'avant) aient un retentissement sur la cinématique des CM traduisant une certaine instabilité du rachis cervical des pilotes sains lors du port du casque VdC. Des travaux sur la modélisation du rachis cervical à l'éjection menés au laboratoire de BioMécanique de l'ENSAM en collaboration avec l'Institut de Médecine du Service de Santé des Armées, en parallèle de cette étude, viendraient appuyer cette hypothèse (Bernier-Chavary et al. 2007). Ils montrent par radiographie basse dose (EOS©) que le port du casque VdC modifie la posture du segment tête-cou en diminuant la lordose cervicale des pilotes de chasse sains et cervicalgiques. Les simulations d'éjection indiquent que le port du casque VdC induit un moment de flexion du rachis cervical supplémentaire qui pourraient être responsables de nombreuses lésions (Bernier-Chavary et al. 2007).

L'étude préliminaire réalisée avec le même casque intégrant le système de visée (VdC) en condition de vols réels indique que le port de ce type de casque provoque une incapacité des pilotes sains après un vol à atteindre leur niveau de force développé avant le vol bien que le facteur de charge au cours de ce dernier ait été très modéré (91% du temps  $< 2$  Gz). Ceci traduit probablement un état de fatigue musculaire. De plus, lorsque le facteur de charge augmente (vol de type combat aérien  $> 4$  Gz) cette altération est nettement majorée proportionnellement au temps de vol (résultats non présentés concernant 3 des 6 pilotes asymptomatiques ayant participé à cette étude). Ce type de casque induisant une instabilité cervicale à 1G et une altération prématurée de la capacité de production de force présente donc un risque lésionnel potentiel chez les pilotes sains en vol.

## CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

Notre première étude montre que la différence de rapport de force en flexion / extension, observée entre des sujets hommes et femmes sains et jeunes, ne s'explique pas simplement par une différence équivalente de rapport PCSA des fléchisseurs / PCSA des extenseurs. Les hommes présentent une force spécifique des muscles fléchisseurs et une efficacité neuromusculaire en flexion supérieures à celles des femmes. De plus, ces dernières présentent une coactivation majorée des muscles stabilisateurs (TS) et extenseurs du rachis cervical en flexion comparées aux hommes. Ces résultats montrent le rôle prédominant des facteurs nerveux sur la capacité de production de force chez des femmes sédentaires. L'enregistrement de l'activité EMG des muscles cervicaux en centrifugeuse sur la même population de femmes (Etude III), indiquent également que les femmes requièrent une activité EMG plus importante lors du maintien de postures spécifiques de vol sous accélérations que les hommes et ce quelle que soit la position. Ces résultats sont probablement liés à la taille des extenseurs plus faibles chez les femmes relativement aux fléchisseurs par rapport aux hommes. De plus, les différences d'activité EMG en centrifugeuse sont majorées par le port d'un casque suggérant ainsi les risques encourus par le personnel navigant féminin non entraîné. Enfin, lors du maintien de certaines postures, des patrons de recrutement musculaire spécifiques au genre semblent émerger. Les femmes recrutent majoritairement leurs muscles extenseurs pour assurer la stabilité du segment tête-cou contrairement aux hommes probablement à cause des différences de CSA des muscles fléchisseurs par rapport aux extenseurs rapportée dans l'étude I chez les femmes. Collectivement ces résultats tendent à montrer que le segment tête-cou des femmes n'est pas calqué sur celui des hommes. Les différences de morphologie, de force et de patrons de recrutement musculaire sous accélérations tendent à montrer que les femmes s'adaptent à la contrainte de façon spécifique et notamment, elles vont être plus sensibles aux modifications des propriétés inertielles du casque que les hommes.

L'exposition chronique aux accélérations ne semble pas induire de modification de la force des muscles du segment tête-cou dans le plan sagittal si l'on compare les pilotes de chasse avec les sujets masculins non-pilotes, bien que les pilotes soit de 10 ans leurs aînés. Néanmoins la plupart des études confirment que la MVC du rachis cervical est conservée jusqu'à 70 ans (Jordan et al. 1999, Chiu et al. 2002). Par contre il est évident que cette exposition chronique au facteur de charge induit une dégénérescence cervicale majorée comparée à la prévalence des cervicalgies rapportées dans la population générale. On observe une diminution de la force spécifique des muscles en inclinaison latérale chez les pilotes de chasse symptomatiques par rapport aux pilotes sains probablement due à

une différence d'efficacité neuromusculaire et/ou de surface de section musculaire notamment des muscles *splenius capitis* dont le rôle reste à identifier. Par ailleurs, O'Leary et al. (2007) pensent que chez les sujets cervicalgiques, les muscles du rachis cervical sont moins capables de contrôler l'orientation du segment tête-cou ce qui aboutit à une perte de force dans la direction du mouvement. En s'appuyant sur cette hypothèse, l'altération du sens de repositionnement observé chez les pilotes cervicalgiques pourrait contribuer en partie au déficit de force observé chez ces derniers comparés aux pilotes sains. L'analyse de la cinématique 3D du segment tête-cou montre une limitation des mouvements couplés indépendante du type de casque au cours des mouvements de flexion-extension ce qui laisse présumer d'un "verrouillage" volontaire au cours du mouvement.

Dans l'ensemble, ces résultats tendent à montrer que les pilotes symptomatiques bien que ne restreignant en aucun cas leur activité de vol présentent une modification de la cinématique et de la proprioception cervicale ainsi que de leur force en particulier en inclinaison latérale. La nécessité d'un renforcement musculaire au niveau du segment tête-cou visant à augmenter la force spécifique des muscles impliqués dans l'inclinaison latérale semble être un paramètre important en réponse à l'augmentation de la contrainte au niveau du rachis cervical en vol et ainsi contribuer à l'amélioration des conditions de vol de ces personnels navigants.

Il ressort de ce travail que les modèles mécaniques basés sur des articulations simples ne semblent pas être directement applicables au segment tête-cou beaucoup plus complexe de part le comportement cinématique spécifique des vertèbres qui le composent et la redondance du système musculaire. Si le premier aspect est de mieux en mieux connu grâce aux nouvelles techniques d'imageries, les connaissances sur le deuxième restent partielles d'autant plus si l'on s'intéresse à la participation des différents muscles dans la génération de force dans les différents plans.

L'originalité de cette étude est la quantification de plusieurs facteurs déterminants de la capacité de production de force des muscles du segment tête-cou. Toutefois elle présente certaines limites. En effet d'autres paramètres musculaires tels que le volume, l'architecture et les bras de levier musculaire, qui n'ont pas été quantifiés dans notre étude, peuvent être influencés par le genre ou la pathologie. Il semblerait notamment que le volume musculaire soit corrélé de façon plus importante que la ACSA au couple de force développé par un muscle (Fukunaga et al. 2001), et que le ratio entre le couple de force et le volume soit un meilleur indice de la tension spécifique du muscle (Lynch et al. 1999). Une approche de reconstruction du volume à partir des coupes IRM axiales du rachis cervical s'appuyant sur le modèle développé sur la hanche par Jolivet (2007) est actuellement en cours au laboratoire de BioMécanique de l'ENSAM. La quantification de la part de l'infiltration graisseuse dans la mesure de la CSA musculaire, grâce à une technique de pixellisation des coupes IRM axiales, appliquée au rachis cervical est également à l'étude. L'évaluation de la longueur des bras de levier

musculaire paraît plus complexe à mettre en œuvre bien qu'une approche soit possible en se basant sur le modèle décrit au niveau lombaire par Jorgensen et al. (2001) à partir des coupes IRM axiales. Les résultats préliminaires de l'étude IV réalisée au cours de vol réels avec les différents casques nous laisse supposer que le port d'un casque intégrant un dispositif visuel (VdC) modifiant le centre de gravité de l'ensemble tête-casque a de réelles conséquences sur la fonction cervicale. L'analyse de l'activité EMG des muscles cervicaux pendant ces vols rapportée aux variations de la position de tête (vidéo) et aux facteurs de charge de l'avion, devrait donc nous permettre de mieux quantifier les contraintes induites par ce type de matériel. Par ailleurs, il est suggéré que l'amélioration de la stabilité dynamique du segment tête-cou pourrait diminuer le risque lésionnel en réduisant l'accélération principale subie par ce segment (Barth et al. 2001). Cependant, peu d'études se sont intéressées à la caractérisation in vivo de propriétés viscoélastiques globales du segment tête-cou (Tierney et al. 2005) probablement dû à la nécessité de concevoir des dispositifs spécifiques pour l'évaluation de la raideur (Cornu et al. 2003, Lecompte et al. 2004). Les travaux futurs devraient donc s'orienter dans ce sens. Si le recours à la modélisation mathématique semble utile pour caractériser le comportement biomécanique du segment tête-cou en aéronautique notamment en réponse aux contraintes chroniques et aiguës (en vol ou à l'éjection par exemple), il paraît nécessaire que ce modèle soit capable d'intégrer les paramètres de la contraction musculaire. De même, le développement d'un modèle féminin personnalisé semble nécessaire afin de mieux comprendre les différences de mécanismes lésionnels liés au genre.

## BIBLIOGRAPHIE

- Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Simonsen EB. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol* 534: 613-23, 2001.
- Abernethy P, Wilson G, Logan P. Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Med* 19: 401-17, 1995.
- Adams GR, Duvoisin MR, Dudley GA. Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *J Appl Physiol* 73: 1578-83, 1992.
- Albano JJ, Stanford JB. Prevention of minor neck injuries in F-16 pilots. *Aviat Space Environ Med* 69: 1193-9, 1998.
- Alricsson M, Harms-Ringdahl K, Larsson B, Linder J, Werner S. Neck muscle strength and endurance in fighter pilots: effects of a supervised training program. *Aviat Space Environ Med* 75: 23-8, 2004.
- Alricsson M, Harms-Ringdahl K, Schuldt K, Ekholm J, Linder J. Mobility, muscular strength and endurance in the cervical spine in Swedish Air Force pilots. *Aviat Space Environ Med* 72: 336-42, 2001.
- Amevo B, Aprill C, Bogduk N. Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine* 17: 748-56, 1992.
- Amiridis IG, Martin A, Morlon B, Martin L, Cometti G, Pousson M, van Hoecke J. Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 73: 149-56, 1996.
- Andersen HT. Neck injury sustained during exposure to high-G forces in the F16B. *Aviat Space Environ Med* 59: 356-8, 1988.
- Ang B, Linder J, Harms-Ringdahl K. Neck strength and myoelectric fatigue in fighter and helicopter pilots with a history of neck pain. *Aviat Space Environ Med* 76: 375-80, 2005.
- Armstrong BS, McNair PJ, Williams M. Head and neck position sense in whiplash patients and healthy individuals and the effect of the cranio-cervical flexion action. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20: 675-84, 2005.
- Bamman MM, Newcomer BR, Larson-Meyer DE, Weinsier RL, Hunter GR. Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. *Med Sci Sports Exerc* 32: 1307-13, 2000.
- Barth JT, Freeman JR, Broshek DK, Varney RN. Acceleration-deceleration sports related concussion: the gravity of it all. *J Athletic Training* 36:253-256, 2001.
- Barton PM, Hayes KC. Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 680-7, 1996.
- Benhamou MA, Revel M, Vallee C. Surface electrodes are not appropriate to record selective myoelectric activity of splenius capitis muscle in humans. *Exp Brain Res* 105: 432-8, 1995.

Berg HE, Berggren G, Tesch PA. Dynamic neck strength training effect on pain and function. *Arch Phys Med Rehabil* 75: 661-5, 1994.

Bernier-Chavary E. Etude biomécanique de l'influence de la répartition des masses sur le casque sur les risques lésionnels du rachis cervical lors de la phase canon d'une éjection. Thèse de Biomécanique de l'ENSAM, 2007.

Bexander CS, Mellor R, Hodges PW. Effect of gaze direction on neck muscle activity during cervical rotation. *Exp Brain Res* 167: 422-32, 2005.

Blouin JS, Siegmund GP, Carpenter MG, Inglis JT. Neural control of superficial and deep neck muscles in humans. *J Neurophysiol* 98: 920-8, 2007.

Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 633-48, 2000.

Bogduk N, Yoganandan N. Biomechanics of the cervical spine Part 3: minor injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16: 267-75, 2001.

Bosco C, Mogroni P, Luhtanen P. Relationship between isokinetic performance and ballistic movement. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 51: 357-64, 1983.

Boyd-Clark LC, Briggs CA, Galea MP. Comparative histochemical composition of muscle fibres in a pre- and a postvertebral muscle of the cervical spine. *J Anat* 199: 709-16, 2001.

Brault JR, Siegmund GP, Wheeler JB. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 426-35, 2000.

Bruce SA, Phillips SK, Woledge RC. Interpreting the relation between force and cross-sectional area in human muscle. *Med Sci Sports Exerc* 29: 677-83, 1997.

Burnett AF, Naumann FL, Burton EJ. Flight-training effect on the cervical muscle isometric strength of trainee pilots. *Aviat Space Environ Med* 75 (7): 611-5, 2004.

Burns JW, Loecker TH, Fischer JR, Jr., Bauer DH. Prevalence and significance of spinal disc abnormalities in an asymptomatic acceleration subject panel. *Aviat Space Environ Med* 67: 849-53, 1996.

Cabri JM. Isokinetic strength aspects of human joints and muscles. *Crit Rev Biomed Eng* 19: 231-59, 1991.

Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol* 73: 911-7, 1992.

Castro WH, Sautmann A, Schilgen M, Sautmann M. Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination. *Spine* 25: 443-9, 2000.

Chiu TT, Lam TH, Hedley AJ. Maximal isometric muscle strength of the cervical spine in healthy volunteers. *Clin Rehabil* 16: 772-9, 2002.

Chiu TT, Sing KL. Evaluation of cervical range of motion and isometric neck muscle strength: reliability and validity. *Clin Rehabil* 16: 851-8, 2002.

Choi H. Quantitative assessment of co-contraction in cervical musculature. *Med Eng Phys* 25: 133-40, 2003.

Choi H, Vanderby R, Jr. Muscle forces and spinal loads at C4/5 level during isometric voluntary efforts. *Med Sci Sports Exerc* 32: 830-8, 2000.

Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11: 1-15, 1996.

Chow RS, Medri MK, Martin DC, Leekam RN, Agur AM, McKee NH. Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *Eur J Appl Physiol* 82: 236-44, 2000.

Christensen HW, Nilsson N. Natural variation of cervical range of motion: a one-way repeated-measures design. *J Manipulative Physiol Ther* 21: 383-7, 1998.

Christensen HW, Nilsson N. The ability to reproduce the neutral zero position of the head. *J Manipulative Physiol Ther* 22: 26-8, 1999.

Coakwell MR, Boswick DS, Moser R, Jr. High-risk head and neck movements at high G and interventions to reduce associated neck injury. *Aviat Space Environ Med* 75: 68-80, 2004.

Conley MS, Foley JM, Ploutz-Snyder LL, Meyer RA, Dudley GA. Effect of acute head-down tilt on skeletal muscle cross-sectional area and proton transverse relaxation time. *J Appl Physiol* 81: 1572-7, 1996.

Conley MS, Meyer RA, Bloomberg JJ, Feedback DL, Dudley GA. Noninvasive analysis of human neck muscle function. *Spine* 20: 2505-12, 1995.

Conley MS, Stone MH, Nimmons M, Dudley GA. Resistance training and human cervical muscle recruitment plasticity. *J Appl Physiol* 83: 2105-11, 1997a.

Conley MS, Stone MH, Nimmons M, Dudley GA. Specificity of resistance training responses in neck muscle size and strength. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 443-8, 1997b.

Cornu C, Almeida Silveira MI, Goubel F. Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 76: 282-8, 1997.

Cornu C, Maisetti O, Ledoux I. Muscle elastic properties during wrist flexion and extension in healthy sedentary subjects and volley-ball players. *Int J Sports Med* 24: 277-84, 2003.

Cusick JF, Yoganandan N. Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17: 1-20, 2002.

Dall'Alba PT, Sterling MM, Treleaven JM, Edwards SL, Jull GA. Cervical range of motion discriminates between asymptomatic persons and those with whiplash. *Spine* 26: 2090-4, 2001.

De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J appl biomech* 13: 135-63, 1997.



De Luca CJ, Basmajian JV. Muscles alive, their functions revealed by electromyography. Williams & Wilkins, 1979.

Demaille-Wlodyka S, Chiquet C, Lavaste JF, Skalli W, Revel M, Poiraudreau S. Cervical range of motion and cephalic kinesthesia: ultrasonographic analysis by age and sex. *Spine* 32: E254-61, 2007.

Duchene J, Goubel F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Crit Rev Biomed Eng* 21: 313-97, 1993.

Dvir Z, Prushansky T. Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 658-64, 2000.

Dvorak J, Antinnes JA, Panjabi M, Loustalot D, Bonomo M. Age and gender related normal motion of the cervical spine. *Spine* 17: S393-8, 1992.

Dvorak J, Hayek J, Zehnder R. CT-functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine. Part 2. An evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. *Spine* 12: 726-31, 1987.

Dvorak J, Panjabi MM, Grob D, Novotny JE, Antinnes JA. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine. *Spine* 18: 120-7, 1993.

Edgerton VR, Roy RR. Regulation of skeletal muscle fiber size, shape and function. *J Biomech (Suppl 1)*: 123-33, 1991.

Edmondston SJ, Henne SE, Loh W, Ostvold E. Influence of cranio-cervical posture on three-dimensional motion of the cervical spine. *Man Ther* 10: 44-51, 2005.

Elliott JM, Galloway GJ, Jull GA, Noteboom JT, Centeno CJ, Gibbon WW. Magnetic resonance imaging analysis of the upper cervical spine extensor musculature in an asymptomatic cohort: an index of fat within muscle. *Clin radiol* 60(3): 355-63, 2005.

Elliott J, Jull G, Noteboom JT, Darnell R, Galloway G, Gibbon WW. Fatty infiltration in the cervical extensor muscles in persistent whiplash-associated disorders: a magnetic resonance imaging analysis. *Spine* 31: E847-55, 2006.

Elliott JM, Jull GA, Noteboom JT, Durbridge GL, Gibbon WW. Magnetic resonance imaging study of cross-sectional area of the cervical extensor musculature in an asymptomatic cohort. *Clin Anat* 20: 35-40, 2007a.

Elliott J, Jull G, Noteboom JT, Galloway G. MRI study of the cross-sectional area for the cervical extensor musculature in patients with persistent whiplash associated disorders (WAD). *Man Ther* 2007b.

Falla D, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients. *Clin Neurophysiol* 114: 488-95, 2003.

Falla D, Bilenkij G, Jull G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine* 29: 1436-40, 2004a.

Falla D, Jull G, Rainoldi A, Merletti R. Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain. *Eur J Pain* 8: 71-7, 2004b.

Falla D, Jull G, Hodges P, Vicenzino B. An endurance-strength training regime is effective in reducing myoelectric manifestations of cervical flexor muscle fatigue in females with chronic neck pain. *Clin Neurophysiol* 117: 828-37, 2006.

Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 96: 1486-95, 2004.

Feipel V, Rondelet B, Le Pallec J, Rooze M. Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14: 462-70, 1999.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Grassi G, Mossi E. Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults. *J Orthop Res* 20: 122-9, 2002.

Fleckenstein JL, Canby RC, Parkey RW, Peshock RM. Acute effects of exercise on MR imaging of skeletal muscle in normal volunteers. *AJR Am J Roentgenol* 151: 231-7, 1988.

Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol* 82: 354-8, 1997a.

Fukunaga T, Kawakami Y, Kuno S, Funato K, Fukashiro S. Muscle architecture and function in humans. *J Biomech* 30: 457-63, 1997b.

Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand* 172: 249-55, 2001.

Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Edgerton VR. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol* 80: 158-65, 1996.

Gabriel DA, Matsumoto JY, Davis DH, Currier BL, An KN. Multidirectional neck strength and electromyographic activity for normal controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19: 653-8, 2004.

Garces GL, Medina D, Milutinovic L, Garavote P, Guerado E. Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Med Sci Sports Exerc* 34: 464-70, 2002.

Garfinkel S, Cafarelli E. Relative changes in maximal force, EMG, and muscle cross-sectional area after isometric training. *Med Sci Sports Exerc* 24: 1220-7, 1992.

Gilsanz V, Boechat MI, Gilsanz R, Loro ML, Roe TF, Goodman WG. Gender differences in vertebral sizes in adults: biomechanical implications. *Radiology* 190: 678-82, 1994.

Gogia PP, Sabbahi MA. Electromyographic analysis of neck muscle fatigue in patients with osteoarthritis of the cervical spine. *Spine* 19: 502-6, 1994.

Graven-Nielsen T, Lund H, Arendt-Nielsen L, Danneskiold-Samsoe B, Bliddal H. Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: a centrally mediated mechanism. *Muscle Nerve* 26: 708-12, 2002.

Green ND, Brown L. Head positioning and neck muscle activation during air combat. *Aviat Space Environ Med* 75: 676-80, 2004.

Hakkinen A, Ylinen J, Rinta-Keturi M, Talvitie U, Kautiainen H, Rissanen A. Decreased neck muscle strength is highly associated with pain in cervical dystonia patients treated with botulinum toxin injections. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 1684-8, 2004.

Hakkinen K, Komi PV. Changes in neuromuscular performance in voluntary and reflex contraction during strength training in man. *Int J Sports Med* 4: 282-8, 1983.

Hamalainen O. Flight helmet weight, +Gz forces, and neck muscle strain. *Aviat Space Environ Med* 64: 55-7, 1993.

Hamalainen O, Vanharanta H. Effect of Gz forces and head movements on cervical erector spinae muscle strain. *Aviat Space Environ Med* 63: 709-16, 1992.

Hamalainen O, Vanharanta H, Bloigu R. Determinants of +Gz-related neck pain: a preliminary survey. *Aviat Space Environ Med* 64: 651-2, 1993a.

Hamalainen O, Vanharanta H, Bloigu R. +Gz-related neck pain: a follow-up study. *Aviat Space Environ Med* 65: 16-8, 1994.

Hamalainen O, Vanharanta H, Kuusela T. Degeneration of cervical intervertebral disks in fighter pilots frequently exposed to high +Gz forces. *Aviat Space Environ Med* 64: 692-6, 1993b.

Hamalainen O, Visuri T, Kuronen P, Vanharanta H. Cervical disk bulges in fighter pilots. *Aviat Space Environ Med* 65: 144-6, 1994.

Harms-Ringdahl K, Ekholm J, Schuldt K, Nemeth G, Arborelius UP. Load moments and myoelectric activity when the cervical spine is held in full flexion and extension. *Ergonomics* 29: 1539-52, 1986.

Hendriksen IJ, Holewijn M. Degenerative changes of the spine of fighter pilots of the Royal Netherlands Air Force (RNLAf). *Aviat Space Environ Med* 70: 1057-63, 1999.

Hicks AL, Kent-Braun J, Ditor DS. Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exerc Sport Sci Rev* 29: 109-12, 2001.

Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine* 19: 165-72, 1994.

Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing papers of a Biological character*. Royal Society (Great Britain) 126: 136-95, 1938.

Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 21: 2640-50, 1996.

Highland TR, Dreisinger TE, Vie LL, Russel GS. Changes in isometric strength and range of motion of the isolated cervical spine after eight weeks of clinical rehabilitation. *Spine* 17(6 Suppl): S77-82, 1992.

Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol* 26: 26-32, 1968.

Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Sugamoto K, Yoshikawa H. Kinematics of the subaxial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis. *Spine* 29: 2826-31, 2004a.

Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Nakajima Y, Sato Y, Sugamoto K, Yoshikawa H. Kinematics of the upper cervical spine in rotation: in vivo three-dimensional analysis. *Spine* 29: E139-44, 2004b.

Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Iwasaki M, Yoshikawa H, Sugamoto K. Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis. *Spine* 31: 155-60, 2006.

Ito Y, Corna S, von Brevern M, Bronstein A, Gresty M. The functional effectiveness of neck muscle reflexes for head-righting in response to sudden fall. *Exp Brain Res* 117: 266-72, 1997.

Ito M, Kawakami Y, Ichinose Y, Fukashiro S, Fukunaga T. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *J Appl Physiol* 85: 1230-5, 1998.

Jenner G, Foley JM, Cooper TG, Potchen EJ, Meyer RA. Changes in magnetic resonance images of muscle depend on exercise intensity and duration, not work. *J Appl Physiol* 76: 2119-24, 1994.

Johnson GR, Spalding D, Nowitzke A, Bogduk N. Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J Biomech* 29: 1039-51, 1996.

Jolivet E. Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal. Thèse ENSAM 2007, spécialité biomécanique.

Jordan A, Mehlsen J, Bulow PM, Ostergaard K, Danneskiold-Samsøe B. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine* 24: 1343-8, 1999.

Jordan A, Mehlsen J, Ostergaard K. A comparison of physical characteristics between patients seeking treatment for neck pain and age-matched healthy people. *J Manipulative Physiol Ther* 20: 468-75, 1997.

Jordan K, Jones PW, Dziedzic K. Describing three-dimensional cervical spine movement in a diseased and a non-diseased group using multilevel modelling. *Stat Med* 22: 2365-80, 2003.

Jorgensen MJ, Marras WS, Granata KP, Waiand JW. MRI derived moment arms of the female and male spine muscles. *Clin Biomech* 16: 182-93, 2001.

Jull G, Barrett C, Magee R, Ho P. Further clinical clarification of the muscle dysfunction in cervical headache. *Cephalalgia* 19: 179-85, 1999.

Jull G, Kristjansson E, Dall'Alba P. Impairment in the cervical flexors: a comparison of whiplash and insidious onset neck pain patients. *Man Ther* 9: 89-94, 2004.

Kader DF, Wardlaw D, Smith FW. Correlation between the MRI changes in the lumbar multifidus muscles and leg pain. *Clin Radiol* 55: 145-9, 2000.

Kamibayashi LK, Richmond FJ. Morphometry of human neck muscles. *Spine* 23: 1314-23, 1998.

Kamina P. Anatomie clinique : Tête - cou – dos (tome 2). Editions Maloine, France (3<sup>e</sup> édition), 2006.

Kapandji IA. Physiologie articulaire. Maloine éditions; fascicule 3: 170-247, 1996.

Kazarian LE, Belk WF, Hoffman HP. Traumatic lesions of the cervical spine 1971-1979. Incidence-severity and classification. Agardograph/AMRL-TR-80-53, 1979.

Kellis E, Baltzopoulos V. Isokinetic eccentric exercise. Sports Med 19: 202-22, 1995.

Kent-Braun JA, Ng AV, Castro M, Weiner MW, Gelinas D, Dudley GA, Miller RG. Strength, skeletal muscle composition, and enzyme activity in multiple sclerosis. J Appl Physiol 83: 1998-2004, 1997.

Keshner EA, Campbell D, Katz RT, Peterson BW. Neck muscle activation patterns in humans during isometric head stabilization. Exp Brain Res 75: 335-44, 1989.

Kikukawa A, Tachibana S, Yagura S. G-related musculoskeletal spine symptoms in Japan Air Self Defense Force F-15 pilots. Aviat Space Environ Med 66: 269-72, 1995.

Knudson R, McMillan D, Doucette D, Seidel M. A comparative study of G-induced neck injury in pilots of the F/A-18, A-7, and A-4. Aviat Space Environ Med 59: 758-60, 1988.

Kristjansson E. Reliability of ultrasonography for the cervical multifidus muscle in asymptomatic and symptomatic subjects. Man Ther 9: 83-8, 2004.

Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, Ishizu M, Kuno SY, Okada M, Fukunaga T. Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years. Med Sci Sports Exerc 35: 39-44, 2003.

Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. Eur J Appl Physiol 91: 349-52, 2004.

Kumar S, Narayan Y, Amell T. Role of awareness in head-neck acceleration in low velocity rear-end impacts. Accid Anal Prev 32: 233-41, 2000.

Kumar S, Narayan Y, Amell T. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. Clin Biomech (Bristol, Avon) 16: 380-8, 2001.

Kumar S, Narayan Y, Amell T. Spectral profile of superficial cervical muscles. J Electromyogr Kinesiol 11: 269-80, 2001.

Kumar S, Narayan Y, Amell T. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. Clin Biomech (Bristol, Avon) 16: 380-8, 2001.

Kumar S, Narayan Y, Amell T. Power spectra of sternocleidomastoids, splenius capitis, and upper trapezius in oblique exertions. Spine J 3: 339-50, 2003.

Kumar S, Narayan Y, Amell T, Ferrari R. Electromyography of superficial cervical muscles with exertion in the sagittal, coronal and oblique planes. Eur Spine J 11: 27-37, 2002.

Kumar S, Narayan Y, Prasad N, Shuaib A, Siddiqi ZA. Cervical electromyogram profile differences between patients of neck pain and control. Spine 32: E246-53, 2007.

Lark SD, McCarthy PW. Cervical range of motion and proprioception in rugby players versus non-rugby players. J Sports Sci 25: 887-94, 2007.

Lecompte J, Maïsetti O, Cornu C, Portero P. Specific adaptations of elbow muscles during extension movements in trained water-polo players. 9th Congrès of the European College of Sport Science, Clermont-Ferrand, 2004.

Lecompte J, Maïsetti O, Thoreux P, Portero P. Validation of a specific device for isometric and isokinetic assessment of the cervical spine muscles in sagittal and coronal planes. *J Biomech* 39: S103, 2006.

Lecompte J, Maïsetti O, Guillaume A, Skalli W, Portero P. Agonist and antagonist EMG activity of neck muscles during maximal isometric flexion and extension at different positions in young healthy men and women. *Isokin Exerc Sc* 15: 29-36, 2007.

Lee H, Nicholson LL, Adams RD. Cervical range of motion associations with subclinical neck pain. *Spine* 29: 33-40, 2004.

Lee LJ, Coppieters MW, Hodges PW. Differential activation of the thoracic multifidus and longissimus thoracis during trunk rotation. *Spine* 30: 870-6, 2005.

Leggett SH, Graves JE, Pollock ML, Shank M, Carpenter DM, Holmes B, Fulton M. Quantitative assessment and training of isometric cervical extension strength. *Am J Sports Med* 19: 653-9, 1991.

Lieber RL. Skeletal muscle architecture: implications for muscle function and surgical tendon transfer. *J Hand Ther* 6: 105-13, 1993.

Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* 23: 1647-66, 2000.

Lindman R, Eriksson A, Thornell LE. Fiber type composition of the human male trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *Am J Anat* 189: 236-44, 1990.

Loudon JK, Rhuil M, Field E. Ability to reproduce head position after whiplash injury. *Spine* 22(8): 865-8, 1997

Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Forzard JL, Tobin JD, Roy TA, Fleg JL, Hurley BF. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J appl physiol* 86(1): 188-94, 1999.

Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: in vivo observations in man. *J Physiol* 510: 977-85, 1998.

Magnusson ML, Pope MH, Hasselquist L, Bolte KM, Ross M, Goel VK, Lee JS, Spratt K, Clark CR, Wilder DG. Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact. *Eur Spine J* 8: 118-25, 1999.

Malmstrom EM, Karlberg M, Fransson PA, Melander A, Magnusson M. Primary and coupled cervical movements: the effect of age, gender, and body mass index. A 3-dimensional movement analysis of a population without symptoms of neck disorders. *Spine* 31: E44-50, 2006.

Mauget B. Rachis cervical et accélérations rencontrées en aéronautique: approche électromyographique. 1993, diplôme d'ergonomie C.N.A.M.

- Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, Waiand JW. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech* 16: 38–46, 2001.
- Mayoux-Benhamou MA, Barbet JP, Bargy F, Vallee C, Revel M. Method of quantitative anatomical study of the dorsal neck muscles. Preliminary study. *Surg Radiol Anat* 12: 181-5, 1990.
- Mayoux-Benhamou MA, Revel M. Influence of head position on dorsal neck muscle efficiency. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 33: 161-6, 1993.
- Mayoux-Benhamou MA, Revel M, Vallee C. Selective electromyography of dorsal neck muscles in humans. *Exp Brain Res* 113: 353-60, 1997.
- Mayoux-Benhamou MA, Wybier M, Revel M. Strength and cross-sectional area of the dorsal neck muscles. *Ergonomics* 32: 513-8, 1989.
- McClure P, Siegler S, Nobilini R. Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. *Spine* 23: 216-23, 1998.
- McComas AJ. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. *Med Sci Sports Exerc* 26: 1498-509, 1994.
- McElhaney J, Paver J, McCracken h. Cervical spine compression responses. 27<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf, Paper 831615:163-177, 1983.
- McNair PJ, Portero P, Chiquet C, Mawston G, Lavaste F. Acute neck pain: cervical spine range of motion and position sense prior to and after joint mobilization. *Man Ther* 12: 390-4, 2007.
- McPartland JM, Brodeur RR, Hallgren RC. Chronic neck pain, standing balance, and suboccipital muscle atrophy--a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther* 20: 24-9, 1997.
- Mercer S, Bogduk N. Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints. *Br J Rheumatol* 32: 705-10, 1993.
- Milne N. The role of zygapophysial joint orientation and uncinat processes in controlling motion in the cervical spine. *J Anat* 178: 189-201, 1991.
- Mimura M, Moriya H, Watanabe T, Takahashi K, Yamagata M, Tamaki T. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. *Spine* 14: 1135-9, 1989.
- Mooney V, Gulick J, Perlman M, Levy D, Pozos R, Leggett S, Resnick D. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *J Spinal Disord* 10: 348-56, 1997.
- Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58: 115-30, 1979.
- Moroney SP, Schultz AB, Miller JA. Analysis and measurement of neck loads. *J Orthop Res* 6: 713-20, 1988.
- Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* 27: E29-36, 2002.

Narici M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 97-103, 1999.

Netto KJ, Burnett AF. Neck muscle activation and head postures in common high performance aerial combat maneuvers. *Aviat Space Environ Med* 77: 1049-55, 2006.

Netto KJ, Burnett AF. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work* 26: 123-30, 2006.

Newman DG. Head positioning for high +Gz loads: an analysis of the techniques used by F/A-18 pilots. *Aviat Space Environ Med* 68: 732-5, 1997a.

Newman DG. +GZ-induced neck injuries in Royal Australian Air Force fighter pilots. *Aviat Space Environ Med* 68: 520-4, 1997b.

Ng JK, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M. Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 27: 389-402, 1998.

Nyland J, Johnson D. Collegiate Football Players Display More Active Cervical Spine Mobility Than High School Football Players. *J Athl Train* 39: 146-150, 2004.

Oksa J, Hamalainen O, Rissanen S, Myllyniemi J, Kuronen P. Muscle strain during aerial combat maneuvering exercise. *Aviat Space Environ Med* 67: 1138-43, 1996.

Oksa J, Hamalainen O, Rissanen S, Salminen M, Kuronen P. Muscle fatigue caused by repeated aerial combat maneuvering exercises. *Aviat Space Environ Med* 70: 556-60, 1999.

O'Leary S, Jull G, Kim M, Vicenzino B. Specificity in retraining craniocervical flexor muscle performance. *J Orthop Sports Phys Ther* 37: 3-9, 2007a.

O'Leary S, Jull G, Kim M, Vicenzino B. Cranio-cervical flexor muscle impairment at maximal, moderate, and low loads is a feature of neck pain. *Man Ther* 12: 34-9, 2007b.

O'Leary SP, Vicenzino BT, Jull GA. A new method of isometric dynamometry for the craniocervical flexor muscles. *Phys Ther* 85: 556-64, 2005.

Ordway NR, Seymour R, Donelson RG, Hojnowski L, Lee E, Edwards WT. Cervical sagittal range-of-motion analysis using three methods. Cervical range-of-motion device, 3space, and radiography. *Spine* 22: 501-8, 1997.

Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, Shin E. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine* 26: 2692-700, 2001.

Penning L, Wilmink JT. Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine* 12: 732-8, 1987.

Petren-Mallmin M, Linder J. MRI cervical spine findings in asymptomatic fighter pilots. *Aviat Space Environ Med* 70: 1183-8, 1999.



Phillips CA, Petrofsky JS. Neck muscle loading and fatigue: systematic variation of headgear weight and center-of-gravity. *Aviat Space Environ Med* 54: 901-5, 1983a.

Phillips CA, Petrofsky JS. Quantitative electromyography: response of the neck muscles to conventional helmet loading. *Aviat Space Environ Med* 54: 452-7, 1983b.

Pincivero DM, Campy RM, Karunakara RG. The effects of rest interval and resistance training on quadriceps femoris muscle. Part II: EMG and perceived exertion. *J Sports Med Phys Fitness* 44: 224-32, 2004a.

Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, Coelho AJ. Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech* 37: 1689-97, 2004b.

Pintar FA, Yoganandan N, Voo L. Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. *Spine* 23: 1957-62, 1998.

Ploutz LL, Tesch PA, Biro RL, Dudley GA. Effect of resistance training on muscle use during exercise. *J Appl Physiol* 76: 1675-81, 1994.

Pollock ML, Graves JE, Bamman MM, Leggett SH, Carpenter DM, Carr C, Cirulli J, Matkoziach J, Fulton M. Frequency and volume of resistance training: effect on cervical extension strength. *Arch Phys Med Rehabil* 74: 1080-6, 1993.

Pomero V, Lavaste F, Imbert G, Skalli W. A proprioception based regulation model to estimate the trunk muscle forces. *Computer Methods Biomechanical and Biomedical Engineering* 2004 Dec; 7(6):331-8.

Portero P, Guezennec CY. Mise au point d'une méthode d'évaluation de la fonction musculaire du rachis cervical. *Annales de Kinésithérapie* 22: 31-6, 1995.

Portero P, Bigard AX, Gamet D, Flageat JR, Guezennec CY. Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes. *Eur J Appl Physiol* 84: 540-6, 2001.

Portero P, Genries V. An update of neck muscle strength: from isometric to isokinetic assessment. *Isokin. Exerc. Sc.* 11: 1-8, 2003.

Pousson M, Perot C, Goubel F. Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Arch* 419: 127-30, 1991.

Powell PL, Roy RR, Kanim P, Bello M, Edgerton VR. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *J Appl Physiol* 57:1715–1721, 1984

Queisser F, Bluthner R, Brauer D, Seidel H. The relationship between the electromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 68: 92-101, 1994.

Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 25: 947-54, 2000.

Rankin G, Stokes M, Newham DJ. Size and shape of the posterior neck muscles measured by ultrasound imaging: normal values in males and females of different ages. *Man Ther* 10: 108-15, 2005.

Reiter MF, Boden SD. Inflammatory disorders of the cervical spine. *Spine* 15; 23(24): 2755-66, 1998.

Revel M, Andre-Deshays C, Minguet M. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 288-91, 1991.

Rezasoltani A, Kallinen M, Malkia E, Vihko V. Neck semispinalis capitis muscle size in sitting and prone positions measured by real-time ultrasonography. *Clin Rehabil* 12: 36-44, 1998.

Rezasoltani A, Malkia E, Vihko V. Neck muscle ultrasonography of male weight-lifters, wrestlers and controls. *Scand J Med Sci Sports* 9: 214-8, 1999.

Rezasoltani A, Ylinen J, Vihko V. Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. *J Rehabil Res Dev* 39: 423-8, 2002.

Rezasoltani A, Ahmadi A, Nehzate-Khoshroh M, Forohideh F, Ylinen J. Cervical muscle strength measurement in two groups of elite Greco-Roman and free style wrestlers and a group of non-athletic subjects. *Br J Sports Med* 39: 440-3; discussion 440-3, 2005.

Rutherford OM, Jones DA. The role of learning and coordination in strength training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 55: 100-5, 1986.

Salo PK, Ylinen JJ, Malkia EA, Kautiainen H, Hakkinen AH. Isometric strength of the cervical flexor, extensor, and rotator muscles in 220 healthy females aged 20 to 59 years. *J Orthop Sports Phys Ther* 36: 495-502, 2006.

Schall DG. Non-ejection cervical spine injuries due to +Gz in high performance aircraft. *Aviat Space Environ Med* 60: 445-56, 1989.

Schuldt K, Harms-Ringdahl K. Activity levels during isometric test contractions of neck and shoulder muscles. *Scand J Rehabil Med* 20: 117-27, 1988.

Shorten R M. Muscle elasticity and human performance. *Medecine and Sport Science*; (25):1-18, 1987.

Seng KY, Lam PM, Lee VS. Acceleration effects on neck muscle strength: pilots vs. non-pilots. *Aviat Space Environ Med* 74: 164-8, 2003.

Seng KY, Lee Peter VS, Lam PM. Neck muscle strength across the sagittal and coronal planes: an isometric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17: 545-7, 2002.

Siegmund GP, Blouin JS, Brault JR, Hedenstierna S, Inglis JT. Electromyography of superficial and deep neck muscles during isometric, voluntary, and reflex contractions. *J Biomech Eng* 129: 66-77, 2007.

Silverman JL, Rodriquez AA, Agre JC. Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 679-81, 1991.

- Sjolander P, Michaelson P, Jaric S, Djupsjobacka M. Sensorimotor disturbances in chronic neck pain-Range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. *Man Ther* 2006.
- Soltani AR, Kallinen M, Malkia E, Vihko V. Ultrasonography of the neck splenius capitis muscle. Investigation in a group of young healthy women. *Acta Radiol* 37: 647-50, 1996.
- Sommerich CM, Joines SM, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 377-98, 2000.
- Sovelius R, Oksa J, Rintala H, Huhtala H, Ylinen J, Siitonen S. Trampoline exercise vs. strength training to reduce neck strain in fighter pilots. *Aviat Space Environ Med* 77: 20-5, 2006.
- Staron RS, Leonardi MJ, Karapondo DL, Malicky ES, Falkel JE, Hagerman FC, Hikida RS. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol* 70: 631-40, 1991.
- Staudte HW, Duhr N. Age- and sex-dependent force-related function of the cervical spine. *Eur Spine J* 3: 155-61, 1994.
- Strimpakos N, Sakellari V, Gioftos G, Oldham J. Intratester and intertester reliability of neck isometric dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 1309-16, 2004.
- Suryanarayana L, Kumar S. Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20: 138-44, 2005.
- Tecco S, Festa F. Cervical spine curvature and craniofacial morphology in an adult Caucasian group: a multiple regression analysis. *Eur J Orthod* 29: 204-9, 2007.
- Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Med Eng Phys* 23: 155-64, 2001.
- Tierney RT, Sitler MR, Swanik CB, Swanik KA, Higgins M, Torg J. Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Med Sci Sports Exerc* 37: 272-9, 2005.
- Treleaven J, Jull G, LowChoy N. The relationship of cervical joint position error to balance and eye movement disturbances in persistent whiplash. *Man Ther* 11: 99-106, 2006.
- Trott PH, Pearcy MJ, Ruston SA, Fulton I, Brien C. Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11: 201-206, 1996.
- Tsuyama K, Yamamoto Y, Fujimoto H, Adachi T, Nakazato K, Nakajima H. Comparison of the isometric cervical extension strength and a cross-sectional area of neck extensor muscles in college wrestlers and judo athletes. *Eur J Appl Physiol* 84: 487-91, 2001.
- Uhlig Y, Weber BR, Grob D, Muntener M. Fiber composition and fiber transformations in neck muscles of patients with dysfunction of the cervical spine. *J Orthop Res* 13: 240-9, 1995.
- Valkeinen H, Ylinen J, Malkia E, Alen M, Hakkinen K. Maximal force, force/time and activation/coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different ages. *Eur J Appl Physiol* 88: 247-54, 2002.

- Van Mameren H, Drukker J, Sanches H, Beurgens J. Cervical spine motion in the sagittal plane (I) range of motion of actually performed movements, an X-ray cinematographic study. *Eur J Morphol* 28: 47-68, 1990.
- Vanderbeek RD. Period prevalence of acute neck injury in U.S. Air Force pilots exposed to high G forces. *Aviat Space Environ Med* 59: 1176-80, 1988.
- Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* 23: 412-22, 1998.
- Vasavada AN, Li S, Delp SL. Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine* 26: 1904-9, 2001.
- Vasavada AN, Peterson BW, Delp SL. Three-dimensional spatial tuning of neck muscle activation in humans. *Exp Brain Res* 147: 437-48, 2002.
- Vasavada AN, Danaraj J, Siegmund GP. Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. *J Biomech* 2007.
- Vital JM, Senegas J, Lavignolle B. Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale. Editions Bergeret, 1995.
- Vitti M, Fujiwara M, Basmanjian JM, Iida M. The integrated roles of longus colli and sternocleidomastoid muscles: an electromyographic study. *Anat Rec* 177: 471-84, 1973.
- Walmsley RP, Kimber P, Culham E. The effect of initial head position on active cervical axial rotation range of motion in two age populations. *Spine* 21: 2435-42, 1996.
- Watson DH, Trott PH. Cervical headache: an investigation of natural head posture and upper cervical flexor muscle performance. *Cephalgia* 13: 272-84; discussion 232, 1993.
- Wilder DG, Pope MH. Epidemiological and aetiological aspects of low back pain in vibration environments - an update. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11: 61-73, 1996.
- Winters JM, Peles JD, Osterbauer PJ, Derickson K, Deboer KF, Fuhr AW. Three-dimensional head axis of rotation during tracking movements. A tool for assessing neck neuromechanical function. *Spine* 18: 1178-85, 1993.
- Wlodyka-Demaille S, Poiraudieu S, Catanzariti JF, Rannou F, Fermanian J, Revel M. French translation and validation of 3 functional disability scales for neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 83: 376-82, 2002.
- Yacavone DW, Bason R. Cervical injuries during high G maneuvers: a review of Naval Safety Center data, 1980-1990. *Aviat Space Environ Med* 63: 602-5, 1992.
- Ylinen J, Ruuska J. Clinical use of neck isometric strength measurement in rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 75: 465-9, 1994.
- Ylinen JJ, Rezasoltani A, Julin MV, Virtapohja HA, Malkia EA. Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14: 217-9, 1999.
- Ylinen JJ, Julin M, Rezasoltani A, Virtapohja H, Kautiainen H, Karila T, Malkia E. Effect of training in Greco-Roman wrestling on neck strength at the elite level. *J Strength Cond Res* 17: 755-9, 2003.

Ylinen J, Salo P, Nykanen M, Kautiainen H, Hakkinen A. Decreased isometric neck strength in women with chronic neck pain and the repeatability of neck strength measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 1303-8, 2004.

Ylinen J, Takala EP, Kautiainen H, Nykanen M, Hakkinen A, Pohjolainen T, Karppi SL, Airaksinen O. Association of neck pain, disability and neck pain during maximal effort with neck muscle strength and range of movement in women with chronic non-specific neck pain. *Eur J Pain* 8: 473-8, 2004.

Ylinen JJ, Savolainen S, Airaksinen O, Kautiainen H, Salo P, Hakkinen A. Decreased strength and mobility in patients after anterior cervical discectomy compared with healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 84: 1043-7, 2003.

Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16: 1-27, 2001.

Yoganandan N, Pintar FA. Inertial loading of the human cervical spine. *J Biomech Eng* 119: 237-40, 1997.

Youdas JW, Garrett TR, Suman VJ, Bogard CL, Hallman HO, Carey JR. Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study. *Phys Ther* 72: 770-80, 1992.

Zachman ZJ, Traina AD, Keating JC, Jr., Bolles ST, Braun-Porter L. Interexaminer reliability and concurrent validity of two instruments for the measurement of cervical ranges of motion. *J Manipulative Physiol Ther* 12: 205-10, 1989.